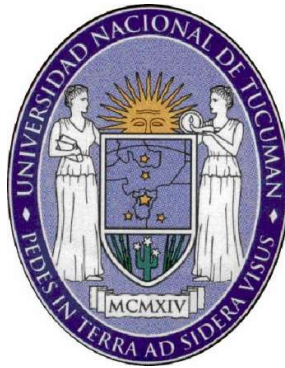


Tesis doctoral

# **CALIDAD VISUAL Y ABERRACIONES EN VISION PERIFERICA**



por Aníbal Gabriel de Paul Camacho

Director : Luis Alberto Issolio

2017

PhD Thesis

# VISUAL QUALITY AND ABERRATIONS IN PERIPHERAL VISION



by Aníbal Gabriel de Paul Camacho

Director : Luis Alberto Issolio

2017



Departamento de Luminotecnia, Luz y Visión  
Instituto de Investigación en Luz, Ambiente y Visión  
UNT - CONICET



TESIS DOCTORAL:

# **CALIDAD VISUAL Y ABERRACIONES EN VISION PERIFERICA**

Presentada por Aníbal Gabriel de Paul Camacho  
Para optar el grado de doctor por la Universidad Nacional  
de Tucumán

Dirigido por:  
LUIS ALBERTO ISSOLIO

Aníbal Gabriel de Paul Camacho  
(0381) 156 -556643  
adepaul@herrera.unt.edu.ar

## **Agradecimientos**

A Luis Issolio, amigo y guía en esta empresa.

A Roberto Sánchez, por los días de mates y locuras en el laboratorio.

A todo el personal del Departamento de Luminotecnia, amigos y colegas, cada uno de ellos me dejó una enseñanza.

A mis viejos, Norma y Lito, por su confianza e incondicional apoyo.

A mis hermanas y sobrinos, partes de todo este proceso.

**Dedicada a Juan Antonio Aparicio.**

# Resumen

La calidad de la imagen que se genera en la retina se ve afectada principalmente por las aberraciones y la difusión intraocular mientras que la difracción solo tiene importancia para pupilas muy pequeñas. La pérdida de color y contraste, visión con neblina o borrosa, y la dificultad en el reconocimiento facial a contraluz son algunas de las quejas más frecuentes en personas con niveles elevados de difusión intraocular, un fenómeno conocido como deslumbramiento fisiológico. La evaluación objetiva y temprana de la difusión intraocular y sus efectos en la función visual es una herramienta útil para la oftalmología. Además se necesita profundizar acerca de cómo la difusión y las aberraciones actúan en la periferia. En este contexto el objetivo general de este trabajo es evaluar la contribución de la difusión en la calidad visual de la visión periférica. Para ello se desarrolló y montó un sistema para medir calidad óptica visual en ojos de sujetos. El sistema utiliza las técnicas de Doble Paso y la estimación del frente de onda usando un sensor Hartmann-Shack para obtener información sobre la calidad óptica en la periferia.

Para poder obtener imágenes aéreas de Doble Paso, tanto en visión foveal como en periferia, con información sobre aberraciones de alto orden y difusión es necesario compensar los errores refractivos esféricos y cilíndricos. El criterio de selección de la mejor imagen de Doble Paso en un ojo evaluado es crítica, ya que sobre la imagen seleccionada se realiza el procesamiento posterior para determinar las distintas métricas de calidad óptica. En esa línea se evaluó un conjunto de operadores de autofocus según su rendimiento para determinar la imagen óptima de Doble Paso, así como también su potencial para detectar las líneas focales y el disco de menor confusión en ojos con astigmatismo. Esto último es útil porque permite también conocer el astigmatismo oblicuo en periferia.

La diferencia entre la técnica de Doble Paso y el sensor de frente de onda de Hartmann-Shack es que las imágenes obtenidas con la técnica de Doble Paso están afectadas además por la difusión intraocular. En el presente trabajo se obtuvieron parámetros de calidad óptica como el Root Mean Square (RMS) obtenido del sensor del frente de onda, Optical Scatter Index (OSI) y Aberration Free Scatter Index (AFSI) a partir de imágenes de Doble Paso de ojo sanos en periferia cercana a fovea. Los resultados mostraron que mientras OSI presenta dependencia con las aberraciones a lo largo de la zona periférica evaluada, AFSI se mantiene más estable, de donde se puede concluir que este parámetro es una métrica más apropiada para la evaluación de la difusión intraocular en la periferia.

Los resultados obtenidos en esta tesis ofrecen por un lado una nueva herramienta metodológica para establecer la mejor imagen de doble paso sin intervención del criterio de la persona que opera el sistema de doble paso, mientras que desde el punto de vista del conocimiento de la calidad óptica confirma que AFSI puede ser un parámetro que explique de manera global la difusión intraocular.

**Palabras claves:** aberraciones, difusión intraocular, técnica doble paso, sensor frente de onda, óptica visual

# Abstract

The quality of the image generated in the retina is affected mainly by aberrations and intraocular scatter, while diffraction is only important for very small pupils. Contrast and color loss, hazy vision, and difficulty with face recognition against the light are some complaints people with increased straylight may experience known as disability glare. The objective and early evaluation of intraocular scatter and its effects on visual function is a useful tool for ophthalmology. In addition, it is necessary to deepen on how scatter and aberrations act in the periphery. In this context, the general objective of this work is to evaluate the contribution of scatter in the visual quality of peripheral vision. To this end, a system was developed to measure visual optical quality in the eyes of subjects. The system uses the Double pass techniques and the wavefront estimation using a Hartmann-Shack sensor to obtain information about the optical quality in the periphery.

In order to obtain Double pass aerial images both in foveal and peripheral vision with information about high-order aberrations and scatter, it is necessary to compensate spherical and cylindrical refractive errors. The decision of which Double pass image is the best one for the evaluated eye is critical, since the selected image is processed later to determine the different optical quality metrics. For this purpose, a set of autofocus operators applied to double pass images was evaluated in order to determine which ones are best to obtain an optimal image and assess their potential to determine the focuses lines and disc of least confusion in astigmatic eyes. The latter is useful because it is applicable to know the oblique astigmatism in periphery as well.

The difference between Double pass technique and Hartmann-Shack wavefront sensor is that the images obtained with the Double-pass technique are also affected by scatter. In the present work, the results of the optical quality parameters Root Mean Square (RMS) obtained from the wavefront sensor, the Optical Scatter Index (OSI) and the Aberration Free Scatter Index (AFSI) obtained from double pass images from healthy eyes in periphery close to fovea were presented. The results showed that while OSI presents dependency with the aberrations along the evaluated peripheral zone, AFSI remains more stable, from which it can be concluded that this parameter is a more appropriate metric for the evaluation of intraocular scatter in the periphery.

The results obtained in this thesis offer on the one hand a new methodological tool to establish the best double pass image without intervention of the criterion of the person who operates the double pass system, while from the point of view of the knowledge of optical quality confirms that AFSI can be a parameter that explains intraocular scatter in a global way.

**Keywords:** aberrations, intraocular scatter, double pass technique, wavefront sensor, visual optics.



# Tabla de Contenidos

<b>CAPITULO 1. Óptica visual</b>	<b>1</b>
Descripción	1
Introducción	1
Sistema visual humano	3
Caracterización óptica del ojo	6
Calidad óptica del ojo	9
Difusión	13
Fuentes de difusión del ojo	15
¿Por qué es importante medir la difusión?	16
Medición de difusión	18
Aberraciones monocromáticas	19
¿Por qué es importante medir las aberraciones?	21
Medición de aberraciones monocromáticas	22
Calidad óptica en periferia	26
Aberraciones de tercer orden	28
Esférica	29
Coma	30
Astigmatismo oblicuo	30
Curvatura de campo	31
Distorsión	32
Métricas de calidad de imagen en retina	33
Estudios sobre aberraciones y refracción en periferia	35
Objetivos	38
Referencias	40
 <b>CAPITULO 2. Sistema Experimental</b>	 <b>44</b>
Descripción	44
Doble Paso	44
Técnica Doble Paso	45
Función transferencia del ojo	49
Sistema optómetro de Badal	52
Sistema Doble Paso Experimental	55
Validación	69
Sensor de frente de onda Hartmann-Shack	61
Técnica de Hartmann-Shack	61
Polinomios de Zernike	66
Reconstrucción del frente de onda	67
Sistema Hartmann-Shack experimental	69
Calibración	71
Software de control de Doble Paso	76
Captura de imágenes	80
Análisis de datos	80
Software para la reconstrucción del frente de onda	82
Software SFOHS	83

Captura de imágenes	87
Filtrado de las imágenes	87
Análisis de datos	90
Sistema de medición completo	92
Referencias	94
 <b>CAPITULO 3. Determinación de una óptima imagen de doble paso</b>	 <b>98</b>
Descripción	98
Métodos	101
Operadores de foco	101
Procedimiento experimental	106
Análisis de los datos	108
Resultados	111
Conclusión	120
Referencias	123
 <b>CAPITULO 4. Difusión en periferia</b>	 <b>125</b>
Descripción	125
Introducción	126
Métodos	129
Parámetros de difusión	131
Difusión debido al cristalino y a capas profundas	
del ojo	131
OSI	132
AFSI	134
RMS	135
Pupila	136
Resultados	139
Conclusión	155
Referencias	159
 <b>CAPITULO 5. Conclusiones</b>	 <b>161</b>
 <b>Anexo Publicaciones y congresos</b>	 <b>165</b>
 <b>Anexo Montaje experimental</b>	 <b>167</b>

***“Nature conceals her secrets because she is sublime, not because she is a trickster”– Albert Einstein***

***“La naturaleza esconde sus secretos porque es sublime, no porque sea una estafadora”– Albert Einstein***



# Capítulo 1. Óptica visual

El contenido de este capítulo presenta una introducción al mundo de la **óptica visual** haciendo hincapié en el fenómeno óptico de las **aberraciones y difusión intraocular**. Se introducen también los conceptos de visión en el eje (**on-axis**) y fuera de eje (**off-axis**). Se realiza una breve descripción de los sistemas de medición del rendimiento de la óptica ocular y de la tecnología actual de sensado de las aberraciones. Se repasan los parámetros utilizados para caracterizar la óptica del **sistema visual humano**, tanto en eje como fuera de eje. Todos estos conceptos presentados son necesarios para poder ubicar un marco referencial en donde se van a realizar los trabajos de la siguiente tesis doctoral, por lo que también en este capítulo se ponen de manifiesto los **objetivos del trabajo**.

## Introducción

La visión es el proceso mediante el cual un organismo construye la representación del mundo externo a través de la información contenida en la luz que registra. Este proceso origina la sensación de ver e involucra las etapas desde el estímulo físico que llega a la retina hasta la percepción mental [ <sup>1</sup>]. Se puede dividir en 3 etapas: primero, la óptica del ojo es la encargada de enfocar la luz proveniente del exterior sobre la retina; segundo, la imagen formada

sobre la retina es muestreada por los fotorreceptores; y por último, el procesamiento retina-cerebro de la información visual.

Aunque simple en su estructura, la óptica del ojo está perfectamente adaptada a las demandas del sistema visual. Tiene que lidiar con diferentes longitudes de ondas y tamaños; forma imágenes de alta resolución de un campo de visión muy amplio de escenas naturales que presentan objetos ubicados a distintas distancias; y logra una buena imagen sobre la retina utilizando tejido vivo transparente. [ 2]

Este trabajo se enfocará sobre la primera etapa del proceso visual, es decir la óptica, y cómo las distintas imperfecciones de la misma, particularmente la difusión, afectan la imagen que se forma sobre la retina. La medida de la calidad óptica del ojo humano es algo que se viene realizando desde la antigüedad. Se produjeron innumerables instrumentos y los avances de la tecnología prometen aún más. Es evidente su importancia, ya que sirve para diagnosticar enfermedades que alteran nuestra capacidad para ver. Históricamente el centro de atención estuvo enfocado en la visión central, la más nítida y "consciente". Sin embargo, también es clave el registro de información con la periferia del ojo para detectar movimiento y para la orientación a medida que la luminancia va disminuyendo durante el transcurso del día. Llama la atención que haya pocos trabajos dedicados a medir la calidad de la imagen en la periferia y, los

trabajos que se llevaron a cabo, solamente centran sus esfuerzos en conocer como las aberraciones de alto orden en periferia influyen en la visión central. El objetivo de esta tesis es cuantificar la calidad óptica de imágenes monocromáticas formadas en la periferia, sobre todo en el aspecto que atañe a la difusión intraocular de la luz. Para hacer esto se sortearon muchos inconvenientes debido a la complejidad de la medida, como el control de la pupila, la cuantificación y eliminación de errores refractivos de bajo orden que afectan la medida de difusión. En lo que sigue, expondremos la importancia de esta medida en su contexto (Capítulo 1) para luego describir el sistema experimental que fue necesario montar para obtener estas medidas (Capítulos 2 y 3). Finalmente, en el capítulo 4 analizamos los datos obtenidos y en las conclusiones (Capítulo 5) describimos el alcance de nuestras medidas.

## **Sistema Visual Humano**

Del total del espectro de ondas electromagnéticas que existen en la naturaleza solamente una porción de unos 300 nm puede ser sensada e interpretada por el sistema visual humano. Esta porción es lo que llamamos comúnmente luz y la podemos describir usando un modelo corpuscular o bien un modelo ondulatorio. Al presentar un comportamiento ondulatorio, la luz puede ser caracterizada en términos de su longitud de onda, frecuencia y amplitud, y es éste

comportamiento el que permite explicar cómo los efectos de difracción, polarización, interferencia y otros fenómenos naturalmente ondulatorios afectan la visión [ 3].

El ojo humano se asemeja a una esfera de 24 mm de diámetro aproximadamente. Desde el exterior hacia el interior los elementos que lo componen son la córnea, la cámara anterior, el iris, la pupila, que es la apertura variable en el centro del iris, el cristalino, la cámara posterior y la retina. En la sección Caracterización Óptica del Ojo se continuará con la descripción de estos elementos ópticos y cada una de sus funciones respectivamente.

Luego que la óptica del sistema visual se encargue de guiar la energía lumínica hacia la parte posterior del globo ocular, se produce la transducción visual o fototransducción, que es el proceso mediante el cual un fotón de luz genera una respuesta nerviosa en los fotorreceptores, en la retina. La retina es una lámina translúcida de tejido nervioso que tapiza la parte posterior del globo ocular y procesa la información visual [ 4]. La retina está formada por distintos tipos de fotorreceptores: los conos (que a su vez se subdividen en conos S, M y L), que funcionan en un gran rango de niveles de intensidad de luz, son los responsables de la visión de color y responden velozmente; los bastones, funcionan solamente a niveles de iluminación muy bajos (ej. noche estrellada) por lo que se cree que su función es la detección de fotones individuales [ 5]; y los



llamados ipRGC (*intrinsically photosensitive retinal ganglion cells*), que poseen el fotopigmento melanopsina con un pico de sensibilidad alrededor de 482 nm, son considerados los fotorreceptores primarios de las funciones No Formadoras de Imágenes (*non-image-formation NIF*), regulan las actividades biológicas normales y la salud, como la constricción pupilar y el ritmo circadiano[ <sup>6</sup>]. En la retina de la mayoría de los mamíferos hay 20 bastones por cada cono [ <sup>5</sup>], y las células ipRGC representan el 0,2 % del total de células ganglionares (~1,5 millones)[ <sup>7</sup>]. La densidad de bastones es mayor en casi toda la retina, sin embargo hay una zona llamada fovea, una región central muy especializada, donde los conos son mayoría y están muy concentrados. El ojo continuamente se mueve para fijar la imagen del mundo exterior en la fovea que es la zona encargada de la visión de detalle. En la periferia, la retina tiene menor resolución que la fovea sin embargo esta encargada de la detección del movimiento y de posicionar los objetos dentro del campo visual [ <sup>3</sup>].

Luego de la fototransducción, la retina divide la señal (Figura 1) eléctrica visual en canales, codificando en cada uno de ellos distintos aspectos de la información de entrada (canales magnocelular, parvocelular y koniocelular). Así las células retinales ganglionares forman el nervio óptico cuyas fibras se dirigen al Núcleo Geniculado Lateral (NGL) y luego desde ahí se proyectan a la corteza visual primaria. En

cuanto al camino No Formador de Imagen (NIF), al cual pertenecen las ipRGC, luego de la retina las fibras ganglionares se proyectan al núcleo supraquiasmático y a la zona pretectal [ 6].

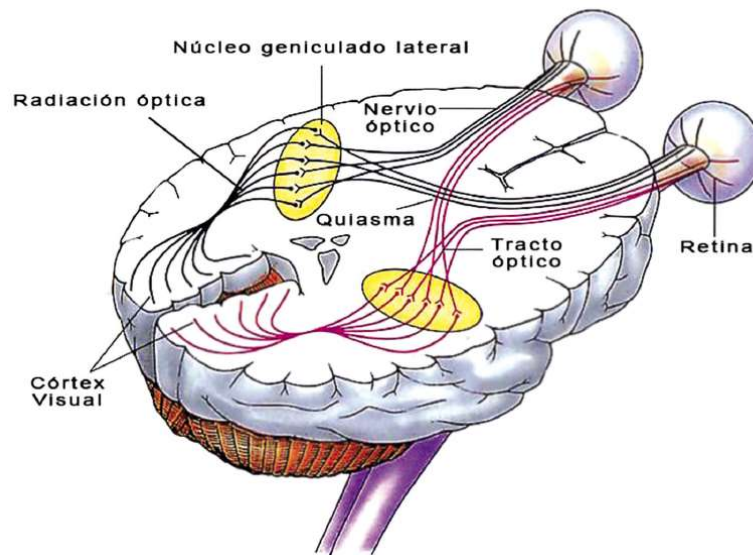


Figura 1. Esquema del sistema visual humano, donde se muestran los principales componentes luego del ojo.<sup>a</sup>

## Caracterización óptica del ojo

Los sistemas visuales de muchos seres vivientes incorporan un sistema óptico, aunque sea solamente una pequeña apertura, que es capaz de formar una imagen óptica [ 1].

En lo que respecta al sistema visual humano la primera etapa se corresponde con una óptica bastante simple y robusto (Figura 2) . Se supone que la visión en su totalidad será

---

<sup>a</sup> Adaptado de  
<https://apuntesudomedicina.wordpress.com/2015/08/13/subsistema-visual/>

correcta si la imagen formada en la retina tiene la suficiente información o la mejor calidad posible [ <sup>2</sup> ].

El primer elemento óptico del sistema visual humano es la córnea, estructura altamente transparente en forma de menisco, de unos 12 mm de diámetro. El espesor del centro está entre 0,5 y 0,6 mm. Presenta una delgada capa de fluido lagrimal en la parte posterior. El índice refractivo dentro de la córnea tiene un valor de 1,376, por lo tanto la potencia de la superficie anterior de la córnea, teniendo en cuenta un radio de curvatura de 7,7 mm, es de 48,83 D. En cuanto a la superficie posterior de la córnea en contacto con la cámara anterior, la potencia es de -5,88 D (radio de curvatura 6,8 mm). La potencia total de la córnea es aproximadamente 43 D, cerca de 2/3 la potencia total del ojo [ <sup>1</sup> ]. Luego de la córnea se encuentra la cámara anterior conteniendo el humor acuoso; un líquido transparente con un 98% de agua (de ahí el nombre acuoso) y con un índice de refracción de 1,336. La profundidad de la cámara anterior es de unos 3 mm, medida desde el vértice posterior de la córnea a la superficie anterior del cristalino. La cantidad de luz que ingresa al ojo es regulada por la pupila, una abertura aproximadamente circular en el iris. El iris está formado por dos músculos cuya contracción o relajación permiten un cambio de tamaño de la pupila de unos 2 mm o menos con luz intensa a unos 8 mm en la oscuridad [ <sup>3</sup> ]. La pupila de entrada es la imagen de la pupila real a través de la córnea, y la

pupila de salida que es la imagen de la pupila real teniendo en cuenta el cristalino. Según la teoría paraxial, la pupila de entrada está situada 3 mm atrás de la superficie anterior de la córnea y es un 13% más grande que la real. La pupila de salida es solamente 3% más grande que la real y está ubicada muy cerca de la misma [ <sup>1</sup>]. Una de las funciones de la pupila es controlar la iluminación en la retina y lo hace limitando la entrada de rayos de luz, lo que afecta la calidad de la imagen en la retina. El cristalino es un elemento óptico activo, que cambia su forma, modificando su potencia y también la potencia total del ojo. Así se lleva a cabo la acomodación, que es el mecanismo por el cual el sistema visual puede enfocar objetos a distintas distancias. En personas adultas la flexibilidad y la transparencia del cristalino se ven comprometidas (presbicia y opacificación del cristalino). Una estructura de ligamentos suspensorios (Zónula de Zinn) conecta la periferia de la cápsula elástica del cristalino con el cuerpo ciliar. Esto mantiene al cristalino en posición y le permite controlar la curvatura de su superficie a través de variaciones de tensión provocadas por la acción del músculo ciliar. El cristalino tiene la parte posterior en contacto con el humor vítreo; un gel transparente con un índice de refracción de 1,336. Debido a su estructura en forma de capas o de cebolla (*onion-like structure* [ <sup>1</sup>]), el cristalino presenta una zona exterior llamada córtex que rodea al núcleo, lo que provoca un

gradiente de índices de refracción que va desde 1,40 a 1,385 cerca de los polos y a 1,375 cerca del ecuador.

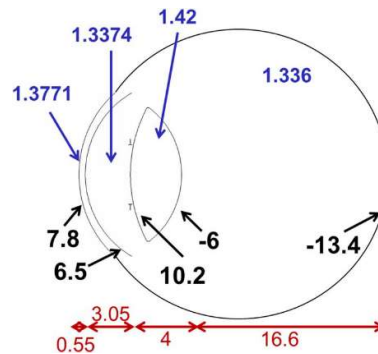


Figura 2. Representación esquemática del ojo con información geométrica y óptica. Índice de refracción en azul, radio de curvatura en negro y distancias en mm en rojo.<sup>b</sup>

## Calidad óptica del ojo

La visión del ser humano solamente es buena cuando la imagen formada en la retina tiene la suficiente calidad. Se puede afirmar que si la imagen formada en la retina por la óptica del ojo no es buena o es borrosa, el sistema visual no funcionará correctamente [ 8]. Un ojo normal excede el criterio de calidad óptica de Marechal por lo menos 6 veces. El criterio establece que un sistema óptico esta compensado correctamente cuando el error del frente de onda es menor que  $\lambda/14$ , siendo  $\lambda$  la longitud de onda que atraviesa la óptica, [ 3], por lo que se puede afirmar que el ojo posee una baja calidad óptica. Las funciones principales que se usan para describir la óptica del ojo son las aberraciones de onda y la función de punto extendido (PSF- *Point Spread*

<sup>b</sup> Adaptado de Artal, "Optics of the eye and its impact in vision: a tutorial", 2014]

*Function*), estas funciones se representan en la Figura 3. Si en la presencia de una fuente puntual monocromática como objeto, el frente de onda que emerge de la pupila de salida del sistema se desvía significativamente de una forma esférica perfecta, entonces se dice que el sistema presenta aberraciones [ <sup>9</sup>]. La función de aberración de onda en el plano de la pupila representa la desviación en fase comparada con un sistema óptico perfecto. Esta función puede ser expresada como la suma de un conjunto de polinomios independientes de Zernike en las coordenadas de la pupila. El coeficiente de cada polinomio representa la contribución de cada aberración a la raíz cuadrática media total (RMS del inglés *Root Mean Square*) del frente de onda aberrado [ <sup>10</sup>]. Cuando un sistema óptico se dice que está limitado por difracción, la amplitud de la función de punto extendida es consistente con el patrón de difracción de Fraunhofer de la pupila de salida, centrado en el punto imagen ideal. La PSF es la imagen de una fuente puntual monocromática sobre la retina. Un ojo que no presenta aberraciones tiene una aberración de onda constante o nula, y forma a la perfección una imagen de una fuente puntual de luz monocromática que depende solamente del tamaño de la pupila. Mediante una operación de convolución de un objeto con la PSF del ojo se puede predecir cómo será la imagen del objeto que se forma en la retina.

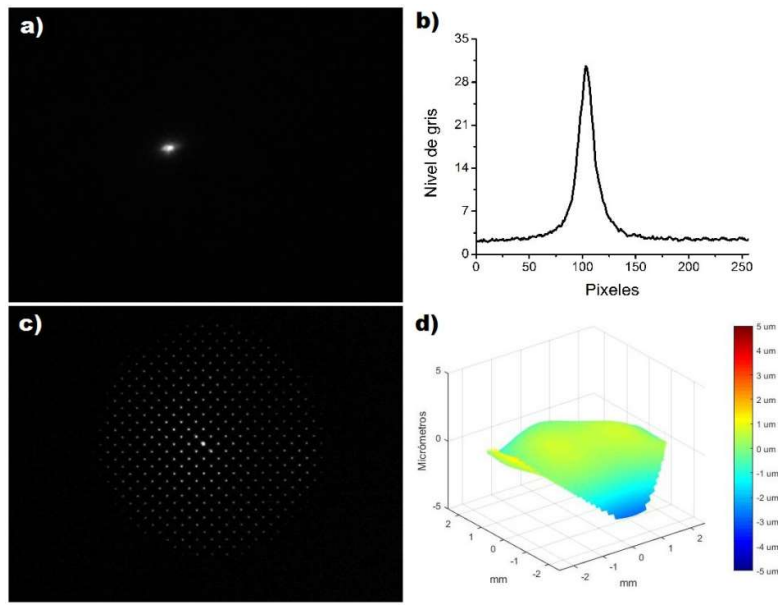


Figura 3. a) Imagen PSF obtenida con el sistema de doble paso montado en el laboratorio. b) Perfil de intensidad obtenida de la imagen de PSF de un ROI de 256 x 256 píxeles. c) Imagen de Hartmann-Shack tomada con el sistema montado en el laboratorio, d) Mapa de aberraciones en pupila obtenido a partir del procesamiento de la imagen de Hartmann-Shack.

La calidad de la imagen que se forma en la retina depende de la difracción de la luz en la pupila del ojo, las aberraciones cromáticas y monocromáticas y la difusión intraocular. La difracción disminuye la calidad de la imagen en un sistema óptico dada una apertura de tamaño finito, debido a la naturaleza ondulatoria de la luz. Este efecto en el ojo humano es despreciable y solamente es evidente para tamaños pupilares pequeños, menores a 2 mm [ 3]. Al contrario de las aberraciones que tienen un efecto predominante cuando la pupila presenta un mayor tamaño. En promedio para una pupila de 5 mm de diámetro, la cantidad de aberraciones monocromáticas en ojos normales es aproximadamente

equivalente a 0,25 D de desenfoque [ <sup>2</sup>]. El mayor aporte a la degradación de la imagen en la retina lo hacen las aberraciones de bajo orden, como los errores refractivos de miopía, hipermetropía y astigmatismo. Las aberraciones como el coma, y la aberración esférica entre otras, también afectan la calidad retiniana. La óptica de cada ojo humano produce una imagen única en la retina que depende de las aberraciones presentes. Las aberraciones cromáticas (Figura 4) se producen debido a que el índice de refracción de un medio óptico disminuye a medida que la longitud de onda aumenta. Las longitudes de onda cortas, como el azul dentro del espectro visible son más refractadas que los rojos que presentan una longitud de onda mayor. Existen dos tipos de efectos cromáticos en la retina: la aberración cromática longitudinal (LCA), que es la variación de la potencia óptica o la distancia focal con la longitud de onda; y aberración cromática transversal (TCA), variación de la magnificación o cambio de la posición de la imagen en la retina para diferentes valores de longitudes de onda [ <sup>1</sup>, <sup>3</sup>]. Se ha demostrado en estudios tanto subjetivos [ <sup>11</sup>] como objetivos [ <sup>12</sup>] que la LCA es de alrededor de 2 D para la parte visual del espectro, mientras que la TCA varía ampliamente entre estudios y sujetos tanto en magnitud como en dirección. La TCA ocular se asume que se genera debido a la posición fuera de eje de la fóvea y de la falta de alineación natural de la pupila [ <sup>3</sup>].



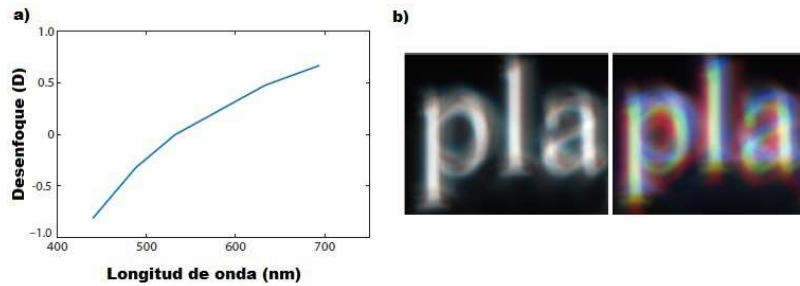


Figura 4. a) Valores típicos de aberración cromática longitudinal (LCA) b) Ejemplo de imágenes retinianas monocromática (izquierda) y policromática (derecha). Estas imágenes incluyen aberraciones de tipo LCA y TCA.<sup>c</sup>

## Difusión

La difusión es un fenómeno físico inherente a la propagación de luz a través de medios ópticos con inhomogeneidades, que se caracterizan por presentar variaciones espaciales del índice de refracción [ <sup>13</sup>]. Este tipo de inhomogeneidades provoca que la luz se desvíe un ángulo mucho mayor comparado con las aberraciones de frente de onda, por lo que la difusión no puede ser detectada con la mayoría de los sensores de frente de onda. El fenómeno de difusión es un factor adicional que limita la resolución del sistema óptico ocular y su compresión, evaluación y cuantificación tienen que ser considerados en la práctica clínica.

<sup>c</sup>Adaptado de Artal, "Image Formation in the Living Human Eye", 2015

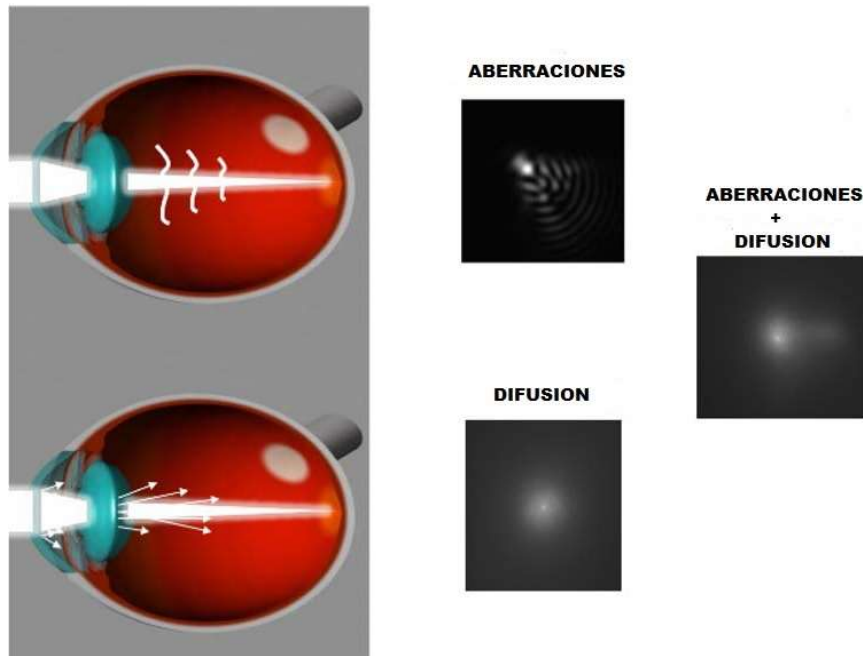


Figura 5. Ejemplos esquemáticos de imágenes de una fuente puntual sobre la retina donde se muestra la contribución relativa de las aberraciones y la difusión.<sup>d</sup>

Se puede afirmar que existen dos formas de difusión ocular: difusión “hacia adelante” o difusión directa que es la luz que se desvía en dirección a la retina; y difusión “hacia atrás” o retrodifusión que es la luz que no llega a la retina [ <sup>14</sup>, <sup>15</sup>]. El deslumbramiento y la visión de neblina es la manifestación de la difusión hacia adelante para el observador [ <sup>16</sup>, <sup>17</sup>, <sup>18</sup>]. Este fenómeno visual se corresponde ópticamente con la parte periférica de la PSF del ojo, mientras que la parte central de la PSF proporciona información sobre las aberraciones [ <sup>19</sup>]. La luz difundida en dirección de la retina posee el potencial para provocar un velo de iluminación reduciendo de esta manera el contraste

<sup>d</sup>Adaptado de Artal, “Optics of the eye and its impact in vision: a tutorial”, 2014

final de la imagen [ <sup>13</sup>, <sup>20</sup>]. La luz difundida hacia atrás que no posee una implicación en la visión, por lo general se utiliza para evaluar la calidad de los tejidos oculares, como por ejemplo el diagnóstico con lámpara de hendidura.

### **Fuentes de difusión del ojo**

La córnea [ <sup>21</sup>, <sup>22</sup>] y el cristalino [ <sup>23</sup>, <sup>24</sup>] son fuentes de retrodifusión y difusión directa, especialmente cuando su transparencia ha sido afectada. En paciente con cataratas o daño corneal, por ejemplo, se detectaron alteraciones del rendimiento visual por el aumento de la difusión ocular como dificultad en el reconocimiento de caras y orientación espacial [ <sup>25</sup>, <sup>13</sup>]. El iris y la esclera también aportan o pueden generar a la difusión directa. La luz puede pasar por estos componentes dependiendo del nivel de pigmentación y densidad generando luz intraocular difusa [ <sup>17</sup>, <sup>22</sup>, <sup>23</sup>]. Otra fuente de difusión es la retina, ya que aunque la retina absorbe la mayor parte de la luz que a ella llega, una parte es reflejada por diferentes zonas de la retina contribuyendo a la luz difusa [ <sup>17</sup>, <sup>22</sup>]. La difusión en este último caso depende de la pigmentación del sujeto. El humor vítreo también puede provocar difusión si la transparencia se ve afectada; se puede afirmar que cualquier condición que llegue a afectar la transparencia de algunos de los elementos ópticos presentes en el ojo producirá un aumento de la difusión intraocular.

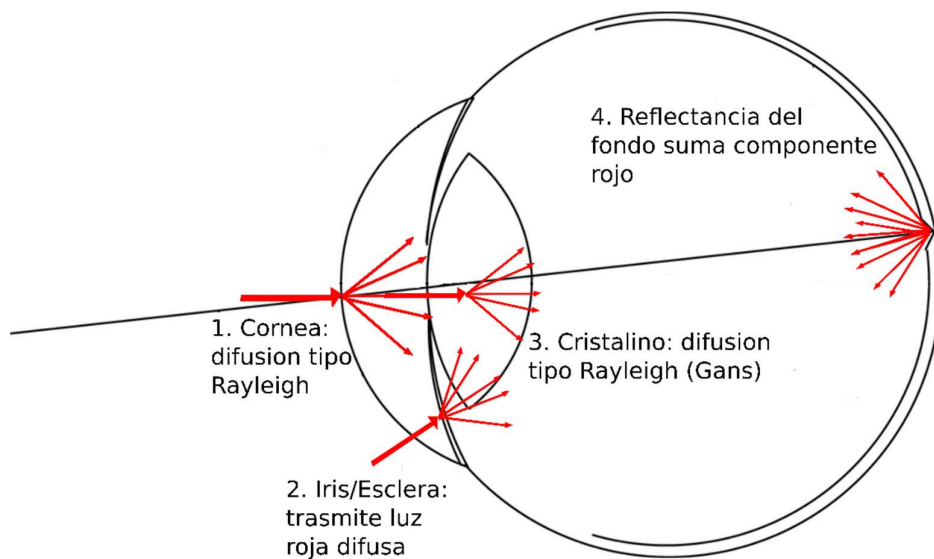


Figura 6. Fuentes principales de difusión directa en el ojo normal: difusión corneal, la transparencia del iris y la esclera, difusión del cristalino y difusión del fondo.

#### **¿Por qué es importante medir la difusión?**

La medida de la difusión intraocular puede ser útil clínicamente para detectar algunas patologías o para entender algunos fenómenos referidos a la luz o problemas de conducción nocturna acusados por personas con alguna condición óptica particular. En una revisión publicada por Piñero et al. en 2010 [ <sup>13</sup> ] se presenta un resumen de las aplicaciones clínicas de la medida de la difusión intraocular.

Condición del ojo	Aplicación clínica
Catarata	Control de la progresión de la catarata Detección de cataratas que implican alguna molestia visual debido a la difusión aunque la medida de AV sea aceptable
Cirugía de catarata	Caracterización de un mal desempeño óptico debido al posicionamiento de una IOL o a la presencia de opacificaciones capsulares. Detección de opacificaciones emergentes que son complicadas de observar con lámpara de hendidura. Estudio del rendimiento óptico de las lentes intraoculares multifocales.
Cirugía corneal refractiva	Caracterización de los efectos ópticos de la difusión corneal o neblina corneal. Estudio del comportamiento óptico en situaciones complejas como elevado contenido de aberraciones de alto orden y difusión. Detección temprana de pérdida de transparencia corneal. Evaluación de la difusión inducida por incrustaciones en la córnea o anillos intracorneales. Evaluación óptica de los cortes de microqueratomo.
Patología corneal	Detección de pérdida temprana de transparencia corneal debido a distrofias o desordenes ectásicos. Caracterización de alteraciones visuales por problemas corneales.
Queratoplastia	Control de la transparencia de córnea luego del trasplante. Caracterización del rendimiento óptico en corneas con varias fuentes de difusión (suturas, opacidades, etc.)

Tabla 1. Aplicaciones clínicas de la medida de la difusión intraocular.<sup>e</sup>

<sup>e</sup>Adaptado de Piñero et al., "Ocular Scattering", 2010.

## Medición de la difusión

A pesar de los avances de la tecnología en cuestiones ópticas, la medida de la difusión intraocular sigue siendo un tema abierto al debate. No existe un acuerdo general acerca de la métrica y condiciones que se deben usar para poder evaluar el fenómeno de la difusión. Piñero et al 2010 [13] afirma que se han descrito varias metodologías y dispositivos para medir la difusión intraocular, pero que sin embargo no fueron validados o no mostraron ser mediciones confiables. Según los autores del trabajo nombrado, uno de los criterios que se pueden utilizar para clasificar la medición de la difusión es el tipo de difusión que mide, ya sea retrodifusión (difusión hacia atrás (*back scattering*)) o difusión directa (*forward scattering*). Muchos procedimientos se desarrollaron para medir la difusión hacia atrás utilizando lámparas de hendiduras y cámaras Scheimpflug, e inclusive se desarrolló un sistema para medir la retrodifusión provocada por el segmento anterior del ojo analizando digitalmente la imagen del 4 Purkinje [24]. Para medir la difusión directa o hacia adelante se usaron tanto métodos psicofísicos como ópticos. En cuanto a los primeros podemos mencionar el método de compensación por comparación [25, 26], implementado en un equipo comercial llamado C-Quant fabricado por Oculus (Oculus Optikgerate GmbH, Wetzlar-Dutenhofen, Alemania), el de tiempo de reacción [27] y la medición del halo o halómetro [28]. Dentro de los

psicofísicos también hay que nombrar los basados en sensibilidad al contraste, ya que el aumento de la luz que se dispersa en el ojo tiene un impacto directo en la FSC (de Función Sensibilidad al Contraste) [29, 30]. La comparación entre medidas obtenidas con sistemas de doble paso y Hartmann-Shack [ 31], el análisis de la PSF obtenida de un sistema de doble paso [ 32], la evaluación de los spots en una imagen de Hartmann-Shack [ 33, 34], el grado de polarización de un haz luminoso emergente del ojo [ 35] y la reconstrucción de la PSF de gran ángulo a través de integración óptica [ 36], son ejemplos de métodos denominados por algunos autores como objetivos [ 37] y ópticos [ 17]. Cabe destacar que cada uno de estos métodos presenta su propio parámetro de medición de difusión intraocular, lo que genera inconvenientes en cuanto a la búsqueda de un consenso para la cuantificación de la difusión intraocular.

### **Aberración monocromática**

Para evaluar la calidad de una imagen formada por un sistema óptico por lo general se calculan las desviaciones que sufren los rayos paralelos con respecto a la trayectoria ideal. En un sistema óptico perfecto, es decir solo limitado por el fenómeno de la difracción, todos los rayos que entran por la pupila arriban a un mismo punto sobre el plano imagen. Estas desviaciones se conocen como aberraciones. En un

sistema óptico real los rayos sufren desviaciones angulares con respecto a la trayectoria ideal formando una imagen del punto distorsionada o aberrada [38, 1]. La representación de las aberraciones de un sistema óptico se realiza en términos de la aberración del frente de onda. Para entender el frente de onda se supone una fuente de luz puntual  $S$  en un medio homogéneo de índice  $n$ ; la luz en este caso seguirá trayectorias radiales en todas las direcciones. Si se localiza un punto a una distancia  $d$  de la fuente  $S$  sobre algunas de esas direcciones o rayos se puede determinar una superficie que es ortogonal a los rayos de luz y que se denomina frente de onda [39, 40]. En este ejemplo el frente de onda es una superficie esférica caracterizada por la distancia óptica  $nd$  (Figura 7a).

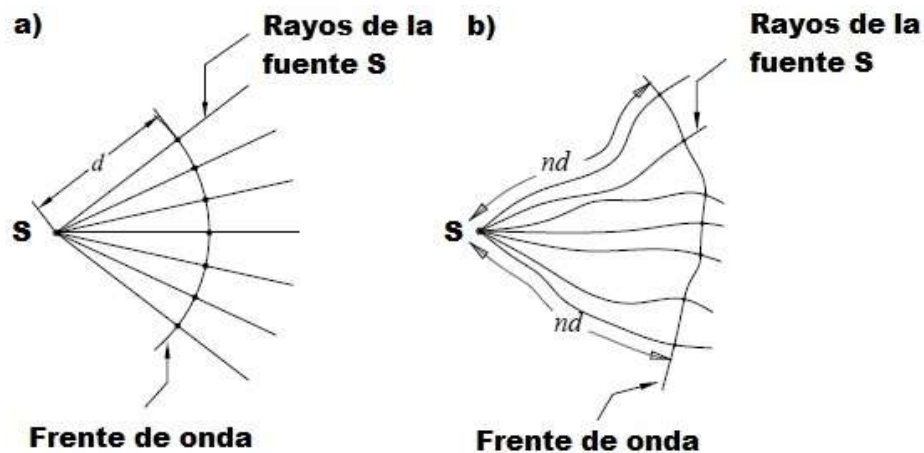


Figura 7. Rayos y frente de onda de una fuente puntual en distinto medios, a) Rayos y frente de onda en un medio homogéneo, es decir índice de refracción constante, b) Rayos y frente de onda en un medio con índice de refracción variable

Si la fuente luminosa está en un medio inhomógeno, es



decir el índice de refracción no es constante, los rayos de luz emitidos por la fuente seguirán trayectorias curvas. También se puede detectar un frente de onda en este caso pero ya no será una esfera si no una superficie irregular, como se muestra en la Figura 7b. Un frente de onda es una superficie donde cualquiera de sus puntos tiene asociado el mismo valor de distancia óptica [41]. Tanto para caracterizar un sistema óptico como para evaluar la calidad óptica del sistema visual humano es necesario conocer el frente de onda en la pupila de salida [1, 40, 38, 39, 2]. La óptica del ojo, al presentar aberraciones, distorsiona el frente de onda con respecto al frente de onda esférico. En la práctica, para conocer el frente de onda, se mide lo que se denomina aberración de frente de onda, que es la diferencia entre el frente de onda distorsionado y el frente de onda ideal en la pupila de salida del sistema óptico [40, 38, 3, 42]. La aberración de frente de onda es una superficie compleja que se suele describir como suma de polinomios más simples [43, 44]. Los componentes del ojo que aportan en mayor medida a las aberraciones totales del ojo son la superficie anterior de la córnea y el cristalino [45].

### **¿Por qué es importante medir las aberraciones?**

Las últimas contribuciones del campo de las aberraciones del frente de onda a la Óptica Fisiológica y Visual demuestran la utilidad que presentan los sistemas de

medición de este tipo de fenómenos. Por ejemplo Hasting et al [46] propone usar la razón de Strehl, parámetro de calidad óptica obtenido a partir de la medición de las aberraciones de frente de onda, para optimizar la refracción objetiva, o el uso de tecnología compatible con trazado de rayos láser para localizar objetivamente y con alta sensibilidad el eje visual [47], que es de gran importancia antes y durante la realización de una intervención quirúrgica refractiva. Una cirugía refractiva de córnea puede resultar en halos, deslumbramiento y disminución de la sensibilidad al contraste que se creen son productos de aberraciones de alto orden remanentes [48]. También se sugiere que las aberraciones de alto orden pueden ser la causa de distorsiones visuales como la degradación de la sensibilidad al contraste y la agudeza visual mesópica [49]. La habilidad de poder medir las aberraciones monocromáticas del ojo en un ambiente clínico permitió describir con mayor precisión y exactitud las propiedades ópticas del ojo.

### **Medición de aberraciones monocromáticas**

Las medidas de las aberraciones se vienen llevando a cabo desde un tiempo considerable, más precisamente desde que Young en 1801 usara un disco de Scheiner modificado con cuatro rendijas para comparar la diferencia en refracción entre el centro y la periferia de su pupila [1, 50]. Son variados los criterios de clasificación de las técnicas de

aberrometría propuestos por las distintas fuentes consultadas durante la redacción de este documento. Por ejemplo en *Bennet & Rabbets's Clinical Visual Optics* [1] se afirma que con la excepción del sistema comercial OQAS (*Optical Quality Analysis System, Visiometrics S.L., Terrassa, España*) [51], los sistemas usan la técnica basada en aberrometría de rayos transversales, alguna veces llamada de desplazamiento de foco y que pueden etiquetarse dentro de 4 subfamilias: trazado de rayos, aberrómetros Tscherning, retinoscopia y dispositivos Hartmann-Shack. Maeda [52] clasifica los aberrómetros en tres tipos: el de frente de onda saliente (*outgoing wavefront aberrometer*), como el sensor de frente de onda Hartmann-Shack; el de imagen retiniana interna o entrante (*ingoing retinal imaging aberrometer*) como el aberrómetro de cilindros cruzados, el aberrómetro Tscherning y el método de trazado secuencial de rayos por láser; y el tercer tipo, aberrómetro realimentado (*ingoing feedback aberrometer*) como el refractómetro de resolución espacial (SRR). Otro trabajo [53] clasifica los aberrómetros en métodos de alineación objetivos como el sensor de Hartmann-Shack, el trazado secuencial de rayos por láser, el aberrómetro Tscherning y la retinoscopia; y en métodos subjetivos donde el observador ajusta la posición de su pupila o de una fuente de radiación visible móvil, como el aberrómetro de cilindros cruzados y el SRR. En este trabajo también se mencionan como métodos novedosos y

objetivos los sensores de curvatura, piramidal y de interferometría como el sensor Talbot. Los dos primeros están basados en la técnica de diversidad de fase (*phase-diversity*) [54], mientras que los de interferometría usan redes de difracción que generan patrones de interferencia. En *Optics of the Human Eye* [ 50], Atchinson y Smith clasifican los métodos según el tipo de aberraciones a medir ya sean longitudinales o transversales junto a la subjetividad u objetividad del método. Así divide a los subjetivos y medidas de aberraciones transversales como el de alineación Vernier, y los subjetivos y medidas de aberraciones longitudinales como el disco de Scheiner, el método del anillo, el telescopio de enfoque y refracción en la periferia. En cuanto a los métodos objetivos nombra a la prueba del filo de cuchillo, la técnica del aberroscopio, el sensor de frente de onda Hartman-Schack| y los optómetros objetivos; todos ellos sensibles a las aberraciones longitudinales. Otra clasificación propuesta [ 40] esquematizado en la Figura 8, toma en cuenta si la mediada es subjetiva u objetiva y, además, si el método utiliza luz que entra al ojo o que sale del mismo.

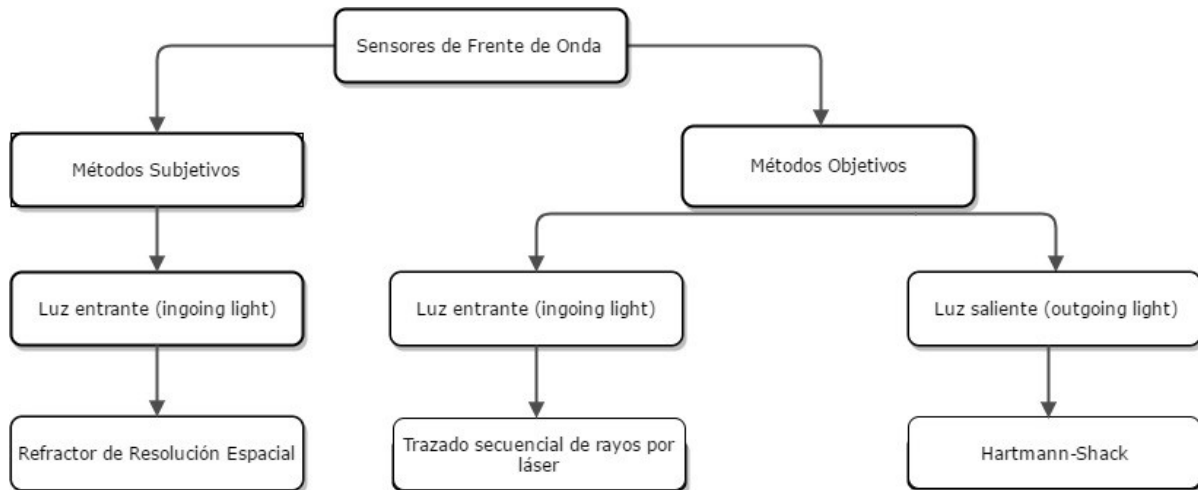


Figura 8. Sensores de frente de onda desarrollados para la medición de aberraciones de onda en ojos.<sup>f</sup>

Por último, dentro de los sensores de frente de onda objetivos podemos encontrar dos familias [ 54, 55]: sensores de plano-focal o sensores de plano-pupilar. En el caso de plano-focal se resalta la técnica de diversidad de fase, mientras que en el segundo caso puede ser técnicas que usen la interferometría (interferómetro de desplazamiento Figura 9) o la óptica geométrica (Hartmann-Schack y test de filo de cuchillo).

<sup>f</sup> Adaptado de Porter et al, "Adaptive optics for vision science : principles, practices, design and applications", 2006).

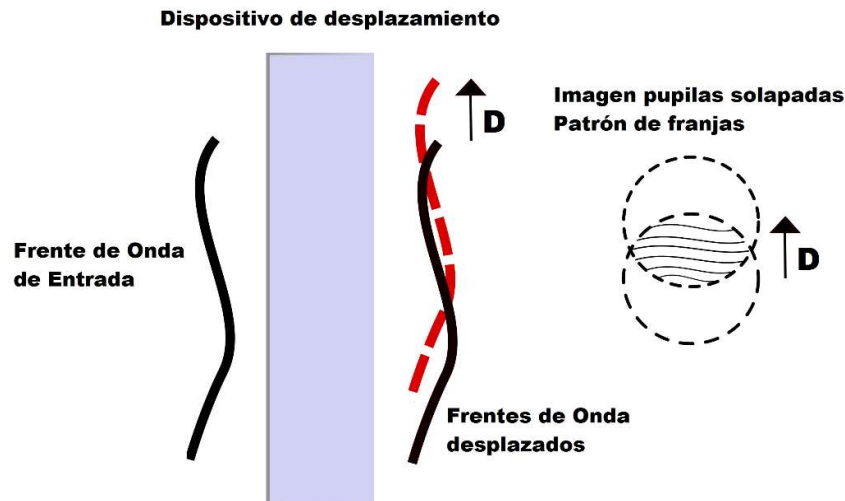


Figura 9. Sensor de frente de onda por interferometría de desplazamiento (shearing interferometer). El frente de onda medido ingresa al dispositivo de desplazamiento (red de difracción, espejo, etc.) que divide y genera un desplazamiento del frente de onda ( $D$ ). Luego interfieren entre ellos generando en la zona donde las pupilas se solapan, un patrón de franjas que son una medida de la diferencia de fase sobre la distancia y en la dirección donde se produce el desplazamiento [ 55].

### Calidad óptica en periferia

Mientras que la visión central es importante para detectar detalles sutiles o finos durante el día, la visión periférica es necesaria para poder identificar objetos fijos o móviles y a medida que la luminancia va disminuyendo durante la llegada del anochecer su rol pasa a ser muy importante. Se sabe poco acerca de cómo la óptica en la periferia, y en particular las aberraciones de alto orden y la difusión, afectan el rendimiento visual [ 56]. La incidencia oblicua de la luz provoca las llamadas aberraciones fuera de eje (*off-axis*) que aumentan conjuntamente con el ángulo de excentricidad [ 3], por lo que el rendimiento visual fuera de eje se deteriore a medida

que uno se aleja de la fovea. Mientras que la resolución en la fovea es de 1 minuto de arco, a los 10°, 20° y 30° de excentricidad la resolución es de 2,5, 5 y 10 minutos de arco respectivamente [ 3]. Si bien el factor óptico disminuye de sobremanera el rendimiento en visión periférica, no debemos de dejar de mencionar los factores neurales ya que en la periferia el número de conos y células ganglionares disminuyen también a medida que el ángulo de excentricidad aumenta, lo que se esquematiza en la Figura 10.

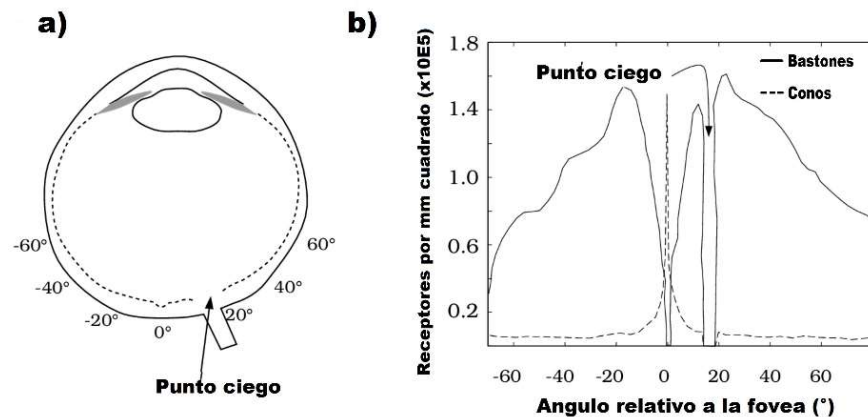


Figura 10. Distribución de foto receptores (conos y bastones) en la retina humana. (a) La densidad de los receptores se muestra en grados de ángulo visual relativo a la posición de la fovea del ojo izquierdo. (b) los conos están concentrados en la fovea. Los bastones no se encuentran en la fovea y alcanzan su densidad máxima entre los 10° y 20° de la fovea. Ningún fotoreceptor está presente en el punto ciego.<sup>§</sup>

La hipótesis de que la refracción ocular periférica tiene influencia en el crecimiento ocular y el error refractivo en el eje visual fue un motor para la realización de muchos trabajos de investigación sobre la calidad

<sup>§</sup>Adaptado de Wandell, "Foundations of vision", 1995

refractiva de la periferia, resumidos en distintas revisiones [ <sup>57</sup>, <sup>58</sup>, <sup>56</sup>]. Los factores que degradan la calidad de la visión en periferia son errores refractivos, difracción, difusión y aberraciones como alto niveles de astigmatismo oblicuo, curvatura o distorsión de campo y coma horizontal [<sup>58</sup>].

### **Aberraciones de tercer orden**

Cuando un punto objeto está ubicado a más de 5° fuera de eje, su imagen se formará en la periferia de la retina [ <sup>40</sup>]. El frente de onda que llega desde este punto objeto se encuentra a la entrada del ojo con un sistema óptico inclinado y los rayos que se encuentran en el plano tangencial (plano que contiene el eje visual, el objeto y su imagen) y en el sagital (plano normal al tangencial que contiene el rayo principal) se refractan de forma diferente. Esto provoca las llamadas aberraciones fuera de eje o periféricas. Estas aberraciones aumentan a medida que el ángulo de excentricidad aumenta. En el ojo las aberraciones que tienen un mayor impacto en el rendimiento visual son las que se producen cerca del eje visual o en la región paraxial como la miopía, hipermetropía y astigmatismo que se pueden compensar con lentes oftálmicos o cirugía refractiva y se describen con una aproximación de primer orden [ <sup>50</sup>, <sup>1</sup>]. Las aberraciones que también afectan la calidad óptica en la retina y que no se pueden compensar o corregir son las



aberraciones de tercer orden. Se denominan de esa manera ya que no se pueden usar una aproximación de primer orden para describirlas [ <sup>59</sup>]. Las aberraciones de tercer orden son: aberración esférica, coma, astigmatismo oblicuo, distorsión y curvatura de campo.

### **Esférica**

La única aberración de tercer orden que existe tanto para objetos en eje como fuera de eje es la esférica [ <sup>59</sup>] (Figura 9), y se origina debido a que los rayos que ingresan a un sistema óptico experimentan diferentes potencias refractivas dependiendo de la distancia a la que se encuentra por arriba o por abajo del eje óptico[ <sup>50</sup>]. Para un tamaño de pupila pequeño, la aberración esférica casi no tiene influencia. Sin embargo, cuando el tamaño pupilar aumenta la aberración esférica toma mayor relevancia, por ejemplo en condiciones de iluminación mesópica o escotópica.

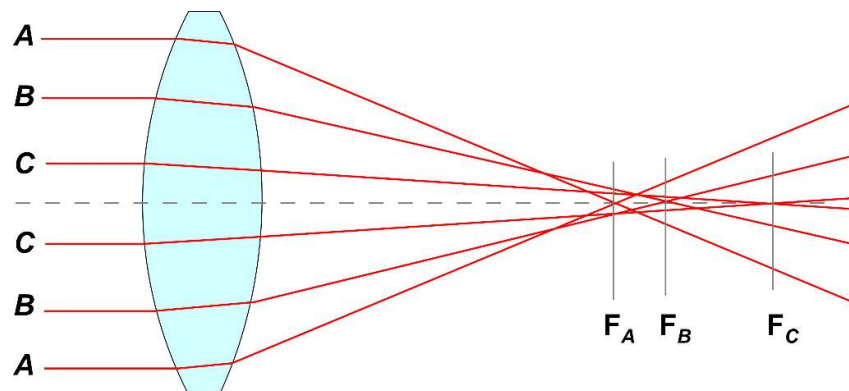


Figura 11. Esquema aberración esférica. Los rayos A, B y C convergen en distintas posiciones. Mientras más alejado del eje óptico, en el caso de una lente convergente, los rayos (A y B) se concentrarán ( $F_A$ ,  $F_B$ ) por delante de la focal paraxial ( $F_C$ ).

## Coma

La aberración del tipo coma, esquematizada en la Figura 10, se produce solamente fuera de eje y ocurre porque la magnificación cambia con respecto a la localización en la imagen [ <sup>59</sup>, <sup>1</sup>]. Los rayos paraxiales y los rayos periféricos tienen distintas magnificaciones tanto en el plano sagital como en el tangencial, lo que da como resultado una imagen en forma de gota característica de este tipo de aberración.

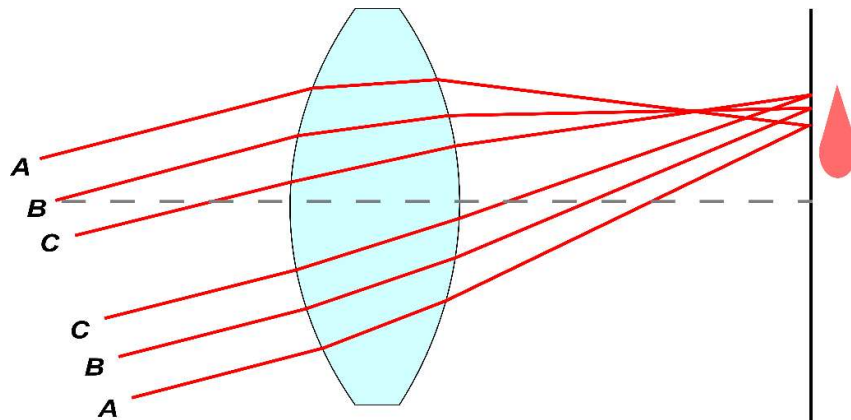


Figura 12. Aberración tipo coma. Los rayos periféricos (A, B) tienen diferente magnificación que los paraxiales (C) lo que genera la imagen característica en forma de gota de esta aberración.

## Astigmatismo oblicuo

El efecto del astigmatismo oblicuo [ <sup>59</sup>] es similar al que produce el astigmatismo refractivo, pero su naturaleza es distinta. El astigmatismo refractivo [ <sup>60</sup>, <sup>1</sup>] se genera debido a la forma elipsoidal de la superficie de la córnea, mientras que el astigmatismo oblicuo es una aberración fuera de eje de tercer orden. Se produce porque el frente de onda refractado emergente tiene dos curvaturas principales que determinan dos puntos focales en la imagen: el foco sagital

(horizontal), donde convergen los rayos contenidos en ese plano; y el tangencial (vertical), donde se enfocan los rayos verticales. Estos focos generan superficies, llamadas también superficies sagital y tangencial [ 50, 61]. Si la superficie sagital se encuentra por detrás de la tangencial, se dice que es más hipermetrópica. El intervalo de Sturm se define como la diferencia longitudinal entre los focos tangencial y sagital, y la magnitud del astigmatismo es igual a la diferencia de potencia dióptrica entre los focos.

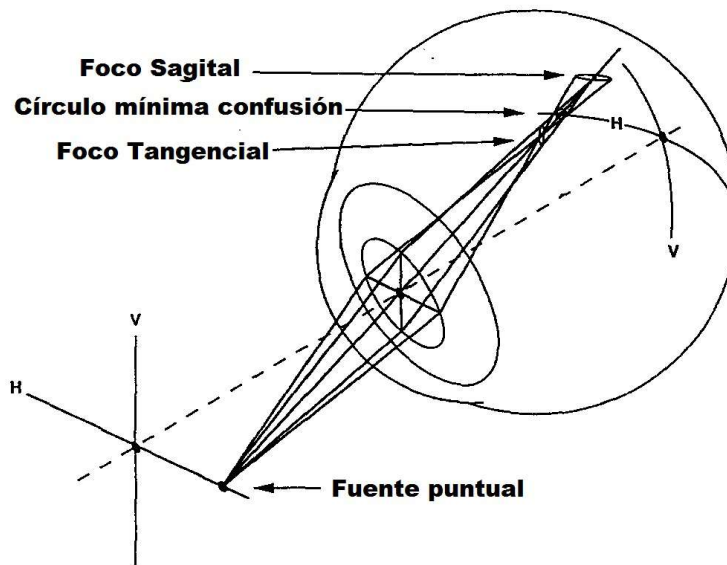


Figura 13. Esquema de la formación de la imagen de una fuente puntual en periferia provocando astigmatismo oblicuo. Se muestran los meridianos principales (H - V), los focos tangencial y sagital, y el disco de menor confusión.<sup>h</sup>

### Curvatura de campo

La curvatura de campo es una aberración fuera de eje que deforma la imagen final, se puede considerar como un

<sup>h</sup> Adaptado de Williams et al, "Off-axis Optical Quality and Retinal Sampling in the Human Eye" 1996

desenfoque de los objetos que se encuentran alejados de la región paraxial y que aumenta con la excentricidad. La imagen con mejor calidad no se forma sobre la retina, en el caso de un ojo, si no en una superficie de forma parabólica llamada Petzval [ <sup>1</sup>]. En ojos reales, la retina (que se puede aproximar a una esfera con un radio de entre 11 y 13 mm) forma un plano imagen curvo que en la mayoría de los casos compensa la curvatura de campo [ <sup>3</sup>].

### **Distorsión**

Esta aberración es similar a la de curvatura de campo en el sentido de que no genera pérdida de información en la imagen [ <sup>1</sup>, <sup>59</sup>]; la imagen de un objeto puntual sigue siendo un punto. Si bien los rayos, debida a esta aberración, convergen en el llamado plano Gaussiano, no lo hacen en la posición esperada. Los puntos de la imagen del objeto se acercan o alejan entre si según la distancia al eje en que se encuentren. Si la magnificación del sistema óptico es mayor para los objetos fuera de eje se produce una aberración de distorsión "en corsé" (positiva), a la inversa, una magnificación menor provoca una distorsión en barril (negativa). Esta distorsión probablemente no tenga un efecto significativo en la visión debido a la curvatura de la retina [ <sup>1</sup>].

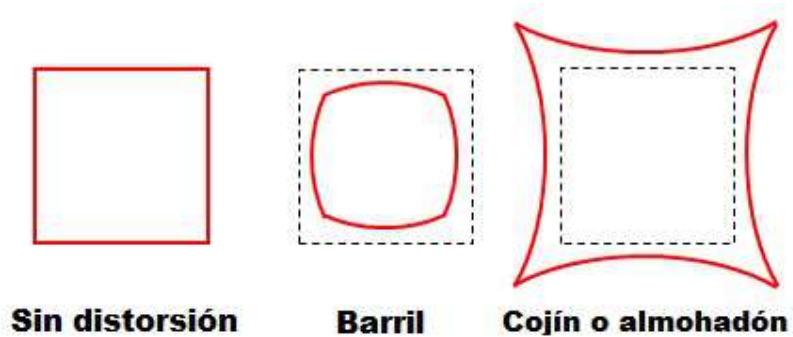


Figura 14. Tipos de aberraciones de distorsión. Una lente sin distorsión genera una imagen de una cuadrícula sin deformar (izq.), una lente negativa con exceso de magnificación en la periferia genera una distorsión tipo barril (med.) y , la distorsión tipo cojín o almohadón (der.), se genera por el exceso de magnificación de una lente positiva.

### **Métricas de calidad de imagen en retina**

Los factores ópticos mencionados hasta ahora limitan la calidad de la imagen en toda la retina. Se asume que la calidad de la imagen en la retina es máxima cuando está enfocada de manera óptima [ <sup>63</sup>]. Los factores ópticos nombrados provocan un emborronamiento de la imagen retiniana, es decir, reducen el contraste y limitan el intervalo de frecuencias espaciales de la imagen o el grado de detalle tanto en fóvea como en periferia.

Para evaluar la calidad de imagen de un sistema óptico por lo general se analizan las desviaciones que sufren haces paralelos con respecto a trayectorias ideales [ <sup>38</sup>]. Existen distintas medidas que se obtienen con los diferentes métodos de medición mencionados anteriormente para cuantificar la calidad de la imagen en la retina. Thibos y colegas [ <sup>63</sup>]

dividen los parámetros de calidad óptica en:

- **Medidas de calidad derivadas del frente de onda:** la idea de estas medidas es cuantificar cuan plano es un frente de onda de un ojo aberrado. Un mapa de aberraciones es plano si tiene un valor constante, o si su pendiente o curvatura es cero en toda la pupila de onda. En este grupo también incluye a las métricas basadas en el concepto de fracción de pupila. Ejemplos de estos parámetros son: raíz cuadrática media (*Root Mean Square*), es la métrica que se utiliza en esta tesis doctoral, y la diferencia de pico a valle [ <sup>63</sup>]
- **Medidas de calidad derivadas de un objeto puntual.** Un sistema óptico perfecto forma una imagen de un objeto puntual lo más compacta y con el mayor contraste posible. Esta imagen se conoce como PSF. Estas métricas están basadas en el contraste y en la compacidad de la imagen. Ejemplos de ellos son el parámetro D50 que es igual al diámetro de un área circular centrada en el pico de la PSF que captura el 50% de la energía, HWHH ( *half width at half height*) es el ancho promedio de cada sección circular de la PSF [ <sup>61</sup>], razón Strehl, entropía de la PSF [ <sup>64</sup>].
- **Medidas de calidad derivadas de objetos en forma de redes.** El uso de estímulos con una variación de la intensidad luminosa sinusoidal permite encontrar la respuesta del sistema óptico a partir de la reducción

de contraste o del corrimiento de fase de la imagen [<sup>64</sup>]. Es un tipo de estímulos que tiene la propiedad de que su forma no se ve afectada por el sistema óptico. La variación del contraste de una imagen en función de la frecuencia se conoce como Función Transferencia de Modulación (MTF por sus siglas en inglés), la variación de fase con respecto a la frecuencia se conoce como Función Transferencia de Fase (PTF). La MTF y la PTF conjuntamente forman la Función de Transferencia Óptica del ojo. Los parámetros derivados de objetos en forma de redes sinusoidales se calculan en el dominio de la frecuencia. Podemos nombrar aquí, la frecuencia espacial de corte, área debajo de la MTF, la razón Strehl calculada en el dominio de la frecuencia, etc.

### **Estudios sobre aberraciones y refracción en periferia**

La mayoría de estas métricas se utilizaron para cuantificar la calidad de la imagen retiniana principalmente en fovea. Pocos estudios sobre calidad de imagen en periferia se llevaron a cabo y, además de ello, en ningún estudio se trata de cuantificar la difusión intraocular. Los estudios en la periferia tuvieron su auge debido a la relación que ésta presenta con el desarrollo de la miopía foveal. Así, la medición de los errores refractivos y las aberraciones son los que en mayor medida se encuentran en la literatura. La técnica de refracción subjetiva se considera como la medida

más apropiada ya que es un método que tiene en cuenta tanto los componentes ópticos como los neuronales de la visión. Si bien es un método excelente para determinar la corrección foveal, su uso en visión periférica es complicado. Uno de los problemas es la relativa insensibilidad de la retina en la periferia al desenfoque para las tareas de resolución con alto contraste. El aumento de las aberraciones de alto orden en la periferia es un factor que afecta la exactitud de la medida del error refractivo fuera de eje, por lo que las mediciones objetivas de refracción en periferia tienen menos repetitividad y son medidas menos confiables.

A pesar de los problemas por cuantificar la calidad óptica en periferia, se obtuvieron resultados repetibles en ciertos estudios. Por ejemplo, Ferre y colegas, muestran tres patrones diferentes de refracción periférica a lo largo del campo visual horizontal [ <sup>65</sup> ] y, unos años más tarde, Rempt et al [ <sup>66</sup> ] describe cinco patrones refractivos. Como conclusión de estos y otros estudios realizados sobre refracción en periferia se puede resumir que, a lo largo del campo visual horizontal, la mayoría de adultos hipermétropes presentan miopía en la periferia con respecto a la fovea, la mayoría de ojos adultos miopes son hipermétropes fuera de fovea y los ojos emétropes muestran miopía en la periferia o refracción periférica relativa mínima [ <sup>67</sup> ].



Autores	Técnica	Sujetos	Procedimiento	Resultados	Comentarios
Ludström et al (2009)	HS	OD 5 Emm, M $\pm 0,5$ DS 5 Mio M $-2,75$ a $-8,5$ 25-36 años	Sin cicloplejia; 5 mm pupila; $\pm 40^\circ$ H, $\pm 20^\circ$ V; Dos ac 0,5D y 4,0D; Mio con gafas	RPM > en Emm que Mio; RPM en Emm aumenta con ac; RPM cambia poco con ac en Mio; AAO: 6 de 9 coef de $3^\circ$ y $4^\circ$ orden afectados por grupo de refracción; Pendiente $C_3^1$ disminuye con ac en Emm, sin cambios en Mio.	Muestra pequeña; sin Hip; 5 H y 3 V;
Mathur et al (2009)	COAS HD HS	OD; 10 Emm, M $+0,1 \pm 0,5$ D; 25 $\pm 3$ años; 9 Mio, $-3,8 \pm 1,9$ D, 27 $\pm 4$ años	Sin cicloplejia 5 mm pupila; 38 puntos, $40^\circ$ X $32^\circ$ cv; Distancia obs 1,2m; Emm con un poco de ac	RPM: en Emm y Myo AAO: 4 de 9 coeff de $3^\circ$ y $4^\circ$ orden afectados por grupo de refracción, las pendientes de $C_3^{-1}$ y $C_3^1$ fueron 2 veces más grande para Mio que para Emm	Muestra moderada; sin Hip.
Lundström et al. (2009a)	HS	13 Emm, M $\pm 0,5$ D 19 Hyp, $> 0,5$ D; 19 Myo, $< -0,5$ D; 19 - 66 yrs	Sin cicloplejia; 4 mm pupila; $0^\circ$ , $20^\circ$ & $30^\circ$ cv nasal; Distancia obs 3,0 m.	RPR: Hip y Emm con RPM, Mio con RPH; AAOs: Sin análisis basado en grupos refractivos	Muestra moderada; 3 posiciones de campo.
Rosén et al. (2012b)	HS	OD; 9 Emm, M $-0,1 \pm 0,2$ D, 27 $\pm 7$ años; 13 Mio, $-3,5 \pm 2,0$ D, 26 $\pm 7$ años. 19 Hip, $> 0,5$ D; 19 Mio, $< -0,5$ D; 19 - 66 años.	Sin cicloplejia; 5 mm pupila $20^\circ$ cv nasal; Distancia obs 1,5 m.	AAOs: $C_4^0$ similar en Emm y Mio; Coef del coma menos negativo en Emm que en Mio.	Muestra moderada; Sin Hip; una posición de campo.
Jaeken and Artal (2012)	HS de escaneo rápido	OD, OI; 64 Emm, M $0,0 \pm 0,5$ D; 37 Mio, $-2,1 \pm 1,1$ D; 28 $\pm 7$ años.	Sin cicloplejia; 4 mm pupila; Hasta $\pm 40^\circ$ H cv;	RPR: Emm mayor RPM que Mio; AAOs: $C_3^1$ pendiente similar en todos los grupos, $C_3^1$ es mas positivo en Mio.	Muestra grande; Sin Hip; Gran campo, pero solo H.

Tabla 2. Estudios en aberraciones de alto orden en periferia y grupos de errores refractivo<sup>i</sup>

Emm, emétropes; Mio, miopes; Hip, hipermetropes; RPR, refracción relativa periférica; RPM, miopía periférica refractiva; RPH, hipermetropía relativa periférica; AAO, aberraciones de alto orden periféricas; M, equivalente esférico; H, horizontal; V, vertical; OD, ojo derecho; OI, ojo izquierdo; cv, campo visual; ac, acomodación; coef, coeficiente

<sup>i</sup> Adaptado de Osuagwu Uchechukwu Levi, 'Limitations in peripheral optics measurement of the eye', Universidad Tecnológica de Queensland, 2017

La Tabla 2 muestra un resumen sobre investigaciones realizadas en aberraciones de alto orden periféricas en distintos grupos refractivos. Como síntesis de estos estudios se puede decir que el estado refractivo central o foveal tiene influencia en el patrón y magnitud de la refracción en la periferia [ <sup>68</sup>]

## Objetivos

El principal objetivo de esta tesis doctoral fue **evaluar el fenómeno de difusión intraocular en la calidad de la imagen que se forma sobre la retina en visión periférica**. Para poder obtener medidas de calidad óptica en periferia, y así evaluar la contribución de la difusión intraocular, los objetivos específicos que se plantean son los de **diseñar, montar, poner en funcionamiento y validar un sistema que cuantifique tanto las aberraciones como la difusión intraocular**. Para las medidas de la difusión se desarrolla un sistema basado en la técnica de Doble Paso y para la medición de las aberraciones en periferia, un sensor que estima el error del frente de onda del ojo a partir de un arreglo de microlentes, conocido como sensor de Hartmann-Shack. Ambas ramas se complementan y forman un sistema integrado de medición de la calidad óptica visual. Para poder obtener imágenes con información sobre la difusión intraocular es necesario compensar errores refractivos de

bajo orden, como la miopía, hipermetropía y astigmatismo, y así obtener imágenes óptimas de doble paso para su posterior procesamiento. Con esta idea de la obtención de la mejor imagen de doble paso, otro objetivo específico del trabajo es la **evaluación del rendimiento de operadores de foco sobre imágenes aéreas de doble paso**. Por ultimo luego de la obtención de las imágenes en periferia de doble paso y Hartmann-Shack en ojos normales, **se aplican parámetros de difusión intraocular a imágenes de doble paso y se estudia la dependencia de estos parámetros con las aberraciones medidas**.

## Referencias

- <sup>1</sup> Ronald B. Rabbets, *BENNETT & RABBETTS' Clinical VISUAL OPTICS*, 4th edn (Portsmouth, UK: BUTTERWORTH HEINEMANN ELSEVIER, 2007).
- <sup>2</sup> Pablo Artal, 'Optics of the Eye and Its Impact in Vision: A Tutorial', *Advances in Optics and Photonics*, 6 (2014), 340–67 <<https://doi.org/10.1364/AOP.6.000340>>.
- <sup>3</sup> Pablo Artal, 'Image Formation in the Living Human Eye', *The Annual Review of Vision Science*, 1 (2015), 1–17 <<https://doi.org/10.1146/annurev-vision-082114-035905>>.
- <sup>4</sup> M. Lledó Riquelme, E. Campos Mollo, and N. Cuenca, 'La Transducción Visual', *Annals d'Oftalmologia*, 18.3 (2010), 130–36.
- <sup>5</sup> Leo M. Chalupa y John S. Werner, *The Visual Neurosciences. Volume 1*, 2 vols (CAMBRIDGE, MASSACHUSETTS: A BRADFORD BOOK, THE MIT PRESS, 2004), I.
- <sup>6</sup> Dingcai Cao and Pablo A. Barrionuevo, 'The Importance of Melanopsin Activation in Perception, Health, and Lighting Design', *SID 2015 DIGEST*, 2015, 750–53.
- <sup>7</sup> Dennis M. Dacey, Hsi-Wen Liao, Beth B. Peterson, Farrel R. Robinson, Vivianne C. Smith, Joel Pokorny, King-Wai Yau and Paul D. Gamlin, 'Melanopsin-expressing ganglion cells in primate retina signal colour and irradiance and project to the LGN', *Letters to Nature*, 433.17 (2005), 749–54 <<https://doi.org/10.1038/nature03387>>.
- <sup>8</sup> Mohammad D. Al-Amri, Mohamed M. El-Gomati, and M. Suhail Zubairy, *Optics in Our Times* (Springer Open, 2016).
- <sup>9</sup> Goodman Joseph W., *Introduction to Fourier Optics. Second Edition*, Second (United States of America: McGraw-Hill Companies, Inc, 1996).
- <sup>10</sup> W. N. Charman, 'Aberrations and myopia', *Ophthal. Physiol. Opt.*, 25 (2005), 285–301.
- <sup>11</sup> R.E. Bedford and G. Wyszecki, 'Axial chromatic aberration of the human eye', *Journal of the Optical Society of America*, 47.6 (1957), 564–65.
- <sup>12</sup> Silvera Manzanera, Carmen Canovas, Pedro M. Prieto and Pablo Artal, 'A wavelength tunable wavefront sensor for the human eye', *Optics Express*, 16.11 (2008), 7748–55.
- <sup>13</sup> David P. Piñero, Dolores Ortiz, and Jorge L. Alio, 'Ocular Scattering', *Optometry and Vision Science*, 87.9 (2010), E682–96.
- <sup>14</sup> Jos J. Rozema, Thomas J.T.P. van den Berg, and Marie-José Tassignon, 'Retinal Straylight as a Function of Age and Ocular Biometry in Healthy Eyes', *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 51.5 (2010), 2795–99.
- <sup>15</sup> Tariq M. Aslam, David Haider, and Ian J. Murray, 'Principles of Disability Glare Measurement: An Ophthalmological Perspective', *Acta Ophthalmologica Scandinavica*, 85 (2007), 354–60 <<https://doi.org/10.1111/j.1600-0420.2006.00860.x>>.
- <sup>16</sup> Johannes J. Vos, 'On the cause of disability glare and its dependence on glare angle, age and ocular pigmentation', *Clinical and Experimental Optometry*, 86.6 (2003), 363–70.
- <sup>17</sup> Thomas J.T.P. van den Berg, 'Analysis of Intraocular Straylight, Especially in Relation to Age', *Optometry and Vision Science*, 72.2 (1995), 52–59.
- <sup>18</sup> Thomas J.T.P. van den Berg, Luuk Franssen, and Joris E. Coppens, 'Straylight in the Human Eye: Testing Objectivity and Optical Character of the Psychophysical Measurement', *Ophthalmic and Physiological Optics*, 29 (2009), 345–50 <<https://doi.org/10.1111/j.1475-1313.2009.00638.x>>.
- <sup>19</sup> Thomas J.T.P. van den Berg, 'The (lack of) relation between straylight and visual acuity. Two domains of the point-spread-function', *Ophthalmic and Physiological Optics*, 2017, 1–9 <<https://doi.org/10.1111/opo.12368>>.

- <sup>20</sup> Thomas J.T.P. van den Berg, Luuk Franssen, Bastiaan Kruijt and Joris E. Coppens, 'History of Ocular Straylight Measurement: A Review', *Z. Med. Phys.*, 23 (2013), 6–20.
- <sup>21</sup> Sanjay V. Patel, Eric J. Winter, Jay W. McLaren and William M. Bourne, 'Objective Measurement of Backscattered Light from the Anterior and Posterior Cornea in Vivo', *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 48.1 (2007), 166–72 <<https://doi.org/10.1167/iovs.06-0767>>.
- <sup>22</sup> Thomas Olsen, 'Light Scattering from the Human Cornea', *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 23 (1982), 81–86.
- <sup>23</sup> Daxin Tang, Borchman Douglas, Arne K. Schwarz, Marta C. Yappert, G.F.J.M. Vrensen, J. van Marle and Donald B. DuPré, 'Light scattering of human lens vesicles in vitro', *Experimental Eye Research*, 76 (2003), 605–12 <[https://doi.org/10.1016/S0014-4835\(03\)00026-5](https://doi.org/10.1016/S0014-4835(03)00026-5)>.
- <sup>24</sup> Florence Cabot, Alain Saad, Colm Mcalinden, Nour Maya Haddad, Alice Grise-Dulac and Damien Gatinel, 'Objective Assessment of Crystalline Lens Opacity Level by Measuring Ocular Light Scattering With a Double-Pass System', *American Journal of Ophthalmology*, 155.4 (2013), 629–35 <<https://doi.org/10.1016/j.ajo.2012.11.005>>.
- <sup>21</sup> van den Berg, 'The (lack of) relation between straylight and visual acuity. Two domains of the point-spread-function'.
- <sup>22</sup> T.J.T.P. van den Berg, J.K. Ijspeert, and P.W.T. de Waard, 'Dependence of intraocular straylight on pigmentation and light transmission through the ocular wall', *Vision Research*, 31.7/8 (1991), 1361–67.
- <sup>23</sup> J.K. Ijspeert, P.W.T. de Waard, T.J.T.P. van den Berg and P.T de Jong, 'The intraocular straylight function in 129 healthy volunteers; dependence on angle, age and pigmentation', *Vision Research*, 30.5, 699–707.
- <sup>24</sup> Juan M. Bueno, Dirk De Brouwere, Harilaos Ginis, Ioannis Sgouros and Pablo Artal, 'Purkinje Imaging System to Measure Anterior Segment Scattering in the Human Eye', *Optics Letters*, 32.23 (2007), 3447–49 <<https://doi.org/10.1364/OL.32.003447>>.
- <sup>25</sup> Luuk Franssen, Joris E. Coppens, and Thomas J.T.P. van den Berg, 'Compensation Comparison Method for Assessment of Retinal Straylight', *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 47.2 (2006), 768–76.
- <sup>26</sup> T.J. van den Berg and J.K. Ijspeert, 'Clinical Assessment of Intraocular Straylight', *Applied Optics*, 31 (1992), 3694–96.
- <sup>27</sup> R. Aguirre, E. M. Colombo, L.A. Issolio, S. Luque, M. Vilaseca and J. Pujol, 'Tiempo de reacción y contraste umbral en la medida de la difusión intraocular y el deslumbramiento', *Optica Pura y Aplicada*, 40 (2007), 111–17.
- <sup>28</sup> R. Gutierrez, J.R. Jiménez, C. Villa, J.A Valverde and R.G. Anera, 'Simple Device for Quantifying the Influence of Halos after Lasik Surgery', *Journal of Biomedical Optics*, 8 (2003), 663–67.
- <sup>29</sup> L.J. van Rijn, C Nischler, D Gamer, L Franssen, G de Wit, R Kaper, D Vonhoff, G Grabner, H Wilhelm, H J Völker-Dieben and T J T P van den Berg, 'Measurement of stray light and glare: comparison of Nyktotest, Mesotest, stray light meter, and computer implemented stray light meter', *British Journal of Ophthalmology*, 89 (2004), 345–51 <<https://doi.org/10.1136/bjo.2004.044990>>.
- <sup>30</sup> Alexandros Pennos, Harilaos Ginis, Augusto Arias, Dimitrios Christaras and Pablo Artal, 'Performance of a differential contrast sensitivity method to measure intraocular scattering', *Biomedical Optics Express*, 8.3 (2017), 1382–89 <<https://doi.org/10.1364/BOE.8.001382>>.
- <sup>31</sup> Fernando Díaz-Doutón, Antonio Benito, Jaume Pujol, Montserrat Arjona, José Luis Guëll and Pablo Artal, 'Comparison of the Retinal Image Quality with a Hartmann-Shack

Wavefront Sensor and a Double-Pass Instrument', *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 47.4 (2006), 1710–16 <<https://doi.org/10.1167/iovs.05-1049>>.

<sup>32</sup> Pablo Artal, Antonio Benito, Guillermo M. Pérez, Encarna Alcón, Alvaro De Casas, Jaume Pujol and José M. Marín, 'An Objective Scatter Index Based on Double-Pass Retinal Images of a Point Source to Classify Cataracts', *PLoS ONE*, 6.2 (2011), e16823 <<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0016823>>.

<sup>33</sup> W.J. III Donnelly, K. Pesudovs, J.D. Marsack, J.D. Marsack, E.J. Sarver and R.A. Applegate, 'Quantifying scatter in Shack-Hartmann images to evaluate nuclear cataract.', *Journal of Refractive Surgery*, 20 (2004), 515–22.

<sup>34</sup> Stefan Schramm, Patrick Schikowski, Elena Lerm, André Kaeding, Matthias Klemm, Jens

Haueisen and Daniel Baumgarten, 'Objective straylight assessment of the human eye with a novel device', *Ophthalmic Technologies XXVI, edited by Fabrice Manns, Per G. Söderberg, Arthur Ho, Proc. of SPIE*, 9693.96931K (2016), 1–6 <<https://doi.org/10.1117/12.2209017>>.

<sup>35</sup> J.M. Bueno, E. Berrio, M. Ozolinsh and P. Artal, 'Degree of Polarization as an Objective Method of Estimating Scattering', *Journal of the Optical Society of America A*, 21 (2004), 1316–21.

<sup>36</sup> Harilaos Ginis, Guillermo M. Pérez, Juan M. Bueno and Pablo Artal, 'The Wide-Angle Point Spread Function of the Human Eye Reconstructed by a New Optical Method', *Journal of Vision*, 12(3).20 (2012), 1–10 <<https://doi.org/10.1167/12.3.20>>.

<sup>37</sup> Carlos Enrique Garcia Guerra, 'Multimodal eye's optical quality (MEOQ)' (Universitat Politècnica de Catalunya, 2016).

<sup>38</sup> Susana Marcos, 'Calidad óptica del ojo' (Investigación y Ciencia, 2005).

<sup>39</sup> E. Hecht, *Optica* (Madrid: Addison Wesley Iberoamericana, 2000).

<sup>40</sup> Jason Porter, Hope M. Queener, Julianna E. Lin, Karen Thorn and Abdul Awwal, *Adaptive optics for vision science: principles, practices, design and applications* (New Jersey: Wiley-Interscience, 2006).

<sup>41</sup> Yobani M. Barbosa, 'El frente de onda y su representación con polinomios de Zernike', *Ciencia y Tecnología para la Salud Visual y Ocular*, 9.2 (2011), 145–66.

<sup>42</sup> Junzhong Liang, Bernhard Grimm, Stefan Goelz, and Josef F. Bille, 'Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wave-front sensor', *Journal of the Optical Society of America A*, 11.7 (1994), 1949–57.

<sup>43</sup> Daniel Malacara, *Optical Shop Testing Third Edition*, 3rd edn (New Jersey: Wiley-Interscience, 2007).

<sup>44</sup> M. Born and E. Wolf, *Principles of optics*, 6th edn (Oxford: Pergamon Press Ltd., 1980).

<sup>45</sup> Pablo Artal and Antonio Guirao, 'Contributions of the Cornea and the Lens to the Aberrations of the Human Eye', *Optics Letters*, 23.21 (1998), 1713–15.

<sup>46</sup> Gareth D. Hastings, Jason D. Marsack, Lan Chi Nguyen, Han Cheng and Raymond A. Applegate, 'Is an Objective Refraction Optimised Using the Visual Strehl Ratio Better than a Subjective Refraction?', *Ophthalmic & Physiological Optics*, 2017, 1–9 <<https://doi.org/10.1111/opo.12363>>.

<sup>47</sup> Vasyi Molebny, 'Method of Locating the Visual Axis Objectively', *Ophthalmic & Physiological Optics*, 37 (2017), 326–32 <<https://doi.org/10.1111/opo.12376>>.

<sup>48</sup> A.Z. Burakgazi, B. Tinio, A. Bababyan, M.D. Niksarli and P. Asbell, 'Higher order aberrations in normal eyes measured with three different aberrometers', *Journal of Refractive Surgery*, 22 (2006), 898–903.

<sup>49</sup> Marsha Oberholzer, Wayne D.H. Gillan, and Alan Rubin, 'Higher order aberrations of the eye: Part One', *African Vision and Eye Health*, a321, 75.1 (2016), 1–6

<<https://doi.org/10.4102/aveh.v75i1.321>>.

<sup>50</sup> David Atchison and George Smith, *Optics of the Human Eye*, 1st edn (Edinburgh: Elsevier Science Limited, 2002).

<sup>51</sup> José L. Güell, Jaume Pujol, Monserrat Arjona, Fernando Díaz-Doutón and Pablo Artal, 'Optical Quality Analysis System: Instrument for objective clinical evaluation of ocular optical quality', *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 30 (2004), 1598–99.

<sup>52</sup> Naoyuki Maeda, 'Clinical applications of wavefront aberrometry – a review', *Clinical and Experimental Ophthalmology*, 37 (2009), 118–29 <<https://doi.org/10.1111/j.1442-9071.2009.02005.x>>.

<sup>53</sup> Marco Lombardo and Giuseppe Lombardo, 'New methods and techniques for sensing the wave aberrations of human eyes', *Clinical and Experimental Optometry*, 92.3 (2009), 176–86 <<https://doi.org/10.1111/j.1444-0938.2009.00356.x>>.

<sup>54</sup> Laurent M. Mugnier, Amandine Blanc, and Jérôme Idier, 'Phase Diversity: A Technique for Wave-Front Sensing and for Diffraction-Limited Imaging', *Advances in Imaging and Electron Physics*, 141 (2006) <[https://doi.org/10.1016/S1076-5670\(05\)41001-0](https://doi.org/10.1016/S1076-5670(05)41001-0)>.

<sup>55</sup> Francois Roddier, *Adaptative Optics in Astronomy/ Edited by Francois Roddier* (United Kingdom: Cambridge University Press, 1999).

<sup>56</sup> David Atchison, 'The Glenn A. Fry Award Lecture 2011: Peripheral Optics of the Human Eye', *Optometry and Vision Science*, 89.7 (2012), E954–66.

<sup>57</sup> W. Neil Charman and Hema Radhakrishnan, 'Peripheral refraction and the development of refractive error: a review', *Ophthalmic and Physiological Optics*, 30 (2010), 321–38 <<https://doi.org/10.1111/j.1475-1313.2010.00746.x>>.

<sup>58</sup> C. Fedtke, K. Ehrmann, and B.A. Holden, 'A Review of Peripheral Refraction Techniques', *Optometry and Vision Science*, 86.5 (2009), 429–46.

<sup>59</sup> Michael P. Keating, *Geometric, physical, and visual optics*, 2nd edn (Woburn, MA: Butterworth-Heinemann, 2001).

<sup>60</sup> M. Vilaseca, F. Díaz-Doutón, S. O. Luque, M. Aldaba, M. Arjona and J. Pujol, *Optics of Astigmatism and Retinal Image Quality, Astigmatism in Optics, Physiology and Management*, Dr. Michael Goggin (Ed.), (InTech, 2012).

<sup>61</sup> J.A.M. Jennings and W. N. Charman, 'Off-axis image quality in the human eye', *Vision Research*, 21 (1980), 445–55.

<sup>62</sup> David R. Williams, Pablo Artal, Rafael Navarro, Matthew McMahon and David H. Brainard, 'Off-axis Optical Quality and Retinal Sampling in the Human Eye', *Vision Research*, 36.8 (1996), 1103–14.

<sup>63</sup> L.N. Thibos, X. Hong, A. Bradley and R.A Applegate, 'Accuracy and precision of objective refraction from wavefront aberrations', *Journal of Vision*, 4(2004), 329–351.

<sup>64</sup> A. Guirao and D.R Williams, 'A method to predict refractive errors from wave aberration data', *Optometry and Vision Science*, 80 (2003), 36–42.

<sup>65</sup> C.E. Ferre, G. Rand, C. Hardy, 'Refraction for the peripheral field of vision'. *Archives of Ophthalmology* 5(1931), 717–731

<sup>66</sup> F. Rempt F, J. Hoogerheide, WPH Hoogenboom. 'Peripheral retinoscopy and the skiagram' *Ophthalmologica* 162(1971), 1–10.

<sup>67</sup> D.A Atchison, A. Mathur, S.R Varnas. 'Visual performance with lenses correcting peripheral refractive errors', *Optometry & Vision Science* 90(2013), 1304–1311.

<sup>68</sup> O.U. Levi, 'Limitations in peripheral optics measurement of the eye', (2017), Queensland University of Technology, Australia.

## Capítulo 2. Sistema experimental

En este trabajo se utilizaron las técnicas de **Doble Paso** y la estimación del frente de onda usando un **sensor Hartmann-Shack** para las mediciones de calidad óptica en **periferia**, lo que se pasará a describir en el siguiente capítulo. Se presentarán los conceptos teóricos necesarios, la aplicación de cada técnica con sus ventajas y limitaciones, y el motivo de su elección para las medidas. Se detallará el **instrumento montado** en el laboratorio de Óptica Visual del DDLyV, basado en las técnicas mencionadas y que fue utilizado para realizar la toma de datos. Así también se presentan los **programas necesarios** que se desarrollaron y se adaptaron para la obtención de las imágenes y el **procesamiento** de las mismas.

### Doble Paso

El sistema de Doble Paso (en adelante DP) consta de una fuente de luz puntual y coherente cuya imagen se forma en la retina del ojo medido y una cámara de alta sensibilidad que registra la imagen reflejada en la retina. Esta imagen es procesada para obtener la Función de Punto Extendido del sistema (PSF del inglés *Point Spread Function*) que muestra la forma en que el sistema óptico del ojo degrada la imagen del objeto puntual. Este DP cuenta con un sistema Badal para corregir las ametropías del ojo, un test de fijación diseñado



para las medidas en la periferia cercana y una cámara para el control del tamaño pupilar. Un programa controla las variables del sistema y genera imágenes de PSF y la función de transferencia de modulación (MTF), a partir de las cuales se pueden calcular diferentes parámetros ópticos que caracterizan a un ojo.

### **Técnica de Doble Paso**

La técnica de DP consiste en formar la imagen de una fuente puntual en la retina del ojo de un sujeto, para luego capturar la imagen de la luz reflejada en ésta, tras atravesar dos veces los medios oculares. A partir de la imagen obtenida se puede determinar la función de punto extendido PSF, que describe la respuesta del sistema óptico visual a una fuente de luz puntual. Este método se remonta a mediados del siglo XX cuando se registraba en una placa fotográfica la imagen de una rendija de luz reflejada en la retina [ <sup>1</sup>]. Con el tiempo se fueron introduciendo nuevas tecnologías tanto en el registro de la imagen, primero con un fotomultiplicador y luego con cámaras CCD, como en el iluminante que pasó a ser un haz láser. Estas tecnologías permitieron alcanzar una gran resolución espacial de la imagen capturada y a la vez, una alta sensibilidad para detectar los muy bajos valores de iluminación que refleja la membrana oscura de la retina donde se encuentran los segmentos exteriores de los fotorreceptores, conocida como

epitelio pigmentario [ 2]. La técnica del DP se ha utilizado en múltiples aplicaciones como ser la evaluación de la calidad óptica en lentes intraoculares [ 3], en los efectos de aberraciones [ 4, 5] y el astigmatismo [ 6], en los efectos de la cirugía refractiva LASIK [ 7], en los efectos de la difusión intraocular [ 8], en la evaluación de cataratas [ 9], así como considerando la edad de las personas[ 10].

En términos generales la respuesta espacial  $S$  de un sistema óptico caracterizado por una función  $h$  a una señal de entrada  $E$  se puede expresar como:

$$S(x,y) = E(x,y) \otimes h(x,y) \quad (1)$$

Y la PSF se expresa como la respuesta al impulso del sistema óptico:

$$PSF(x,y) = \delta(x,y) \otimes h(x,y) \quad (2)$$

donde la PSF está expresada de manera bidimensional y  $\delta$  es la función impulso delta de Dirac que representa un pulso de luz puntual con que se ilumina la retina, de donde se obtiene:

$$PSF(x,y) = h(x,y) \quad (3)$$

Lo que implica que la PSF representa la forma en que el sistema óptico modifica el pulso de luz.

En un sistema real de DP la fuente luminosa que se usa para excitar el sistema óptico es un haz láser que se puede caracterizar como puntual, coherente y con un frente de onda plano, es decir, libre de aberraciones. Este tipo de fuente

luminosa interactúa con una pequeña área de la retina que consideramos isoplanática<sup>[ 11]</sup>, permitiendo obtener información de la misma.

Se considerarán dos partes del sistema, primero la formación de la imagen en la retina ( $O'$ ) del objeto ( $O$ ) y segundo la formación de la imagen en la cámara ( $O''$ ) a partir de la imagen  $O'$ . Otra consideración importante es que se asume al ojo como un sistema óptico reversible <sup>[ 12]</sup>, es decir, que la degradación de la imagen al pasar de  $O$  a  $O'$  es la misma que la producida al pasar de  $O'$  a  $O''$ . En la formación de la imagen del primer paso la distribución de amplitud de la imagen es la función  $A'$  y viene dada por la convolución de la distribución de amplitudes del objeto que es la función  $A$  por la PSF del sistema caracterizada por  $h$ :

$$A'(x',y') = h(x,y) \otimes A(x,y) \quad (4)$$

La función de distribución de amplitudes de la imagen en la retina  $A'$  viene dada por la convolución de la función  $\delta(x,y)$  con  $h$ :

$$A'(x',y') = h(x,y) \quad (5)$$

Y la función de distribución de intensidades sobre la retina será igual a la PSF del primer paso:

$$I'(x',y') = |h(x,y)|^2 = PSF_1(x',y') \quad (6)$$

En la retina se producen fenómenos de absorción, difusión y reflexión, de los cuales la componente reflejada

es la que interesa capturar en el segundo paso del sistema. La retina puede pensarse como un arreglo de pequeñas y cortas fibras ópticas representando los segmentos exteriores de los fotorreceptores frente a una pantalla rugosa y negra que sería el epitelio pigmentario, por lo que la luz reflejada en el epitelio viaja entre los segmentos exteriores de los fotorreceptores manteniendo cierto grado de direccionalidad y coherencia, con lo que la retina se comporta como una superficie mixta, con componentes difusas y direccionadas [ <sup>11</sup>]. Además, la interacción entre un haz de luz coherente y una superficie difusora como la retina genera un patrón de moteado que se produce por las diferencias de fases resultantes de las distintas componentes reflejadas. De esta forma, la imagen capturada por la cámara presenta un patrón de moteado de alto contraste que actúa como ruido impidiendo visualizar la imagen aérea. En el caso del ojo humano, dicho patrón cambia rápidamente con el tiempo a causa de las microfluctuaciones de la acomodación y la presencia de células muertas en el humor vítreo [ <sup>2</sup>]. Como resultado el haz reflejado por la retina conserva coherencia a la vez de presentar un patrón de moteado. Para romper esa coherencia espacial y a la vez eliminar el moteado es necesario pasar el haz a través de un difusor moviéndose con una rapidez mayor que el tiempo de exposición de la cámara, o tomando muchas imágenes de corta exposición y promediarlas, lo que implica un procesamiento posterior [ <sup>11</sup>].

Considerando entonces un segundo paso incoherente, la función de intensidad en el plano imagen ( $I''$ ) se obtiene como la convolución de la función de distribución de intensidad en el plano objeto, que a su vez viene dada por la convolución de la imagen en la retina ( $I'$ ) con el módulo del cuadrado de la función extensión:

$$I''(x'',y'') = |h(x'',y'')|^2 \otimes I'(x',y') \quad (7)$$

En el segundo paso, la distribución de intensidades del objeto se corresponde con la PSF del primer paso y con el cuadrado del módulo de la función de extensión que es la PSF del segundo paso, entonces:

$$I''(x'',y'') = PSF_2(x,y) \otimes PSF_1(-x,-y) \quad (8)$$

Es decir, se llega a una distribución de intensidades que resulta de la correlación cruzada de las PSFs de cada paso [ 13].

### **Función de transferencia del ojo**

Por medio de la transformada de Fourier de la distribución de intensidades obtenida se llega a la Función de Transferencia Óptica  $OTF(u,v)$  ( $OTF$  por su siglas en inglés), donde  $u$  y  $v$  son las coordenadas en el espacio de frecuencia espacial y cuya unidad es el ciclo/grado. En el caso del DP la función de transferencia óptica es igual al producto de la función de transferencia óptica del primer paso por la conjugada del segundo paso:

$$OTF(u, v) = \mathcal{F}[I''(x'', y'')] = OTF_1(u, v)OTF_2^*(u, v) \quad (9)$$

A su vez, la función de transferencia óptica se la puede expresar en términos de la Función de Modulación de Transferencia  $MTF(u, v)$  y de la Función de Transferencia de Fase  $PTF(u, v)$ :

$$OTF(u, v) = MTF_1(u, v)MTF_2(u, v)\expi[PTF_1(u, v) - PTF_2(u, v)] \quad (10)$$

La  $MTF$  se considera una buena medida de la calidad de un sistema óptico ya que representa la pérdida de contraste de patrones espaciales sinusoidales de contraste unidad que pasan a través del sistema para un dado rango de frecuencias espaciales. En términos visuales, se puede entender como la capacidad que tiene el sistema óptico de un sujeto para discernir los grandes objetos de una escena (frecuencias espaciales bajas) y los detalles de esos objetos (frecuencias espaciales altas). La función de transferencia de modulación del ojo se puede calcular a partir de la imagen aérea que captura la cámara de DP de la siguiente manera:

$$MTF(u, v) = \{|\mathcal{F}[I''(x'', y'')]\}|^{1/2} \quad (11)$$

$$MTF(u, v) = \{|\mathcal{F}[PSF_2(x, y) \otimes PSF_1(-x, -y)]|\}^{1/2} \quad (12)$$

Y considerando las propiedades de la convolución también se puede expresar como:

$$MTF(u, v) = \{|\mathcal{F}[PSF_2(x, y)] \times \mathcal{F}[PSF_1(-x, -y)]|\}^{1/2} \quad (13)$$

El análisis de la distribución de intensidades de las

*PSFs* depende del tamaño de las pupilas de entrada y salida. En un sistema de DP simétrico las pupilas de entrada y salida son iguales cumpliéndose con la hipótesis de reversibilidad [ <sup>12</sup>], con lo que  $PSF1 = PSF2$ . La imagen de DP obtenida en esta condición será la convolución de la *PSF* con ella misma rotada  $180^\circ$ , o lo que es lo mismo, la autocorrelación que tiene como resultado una imagen par y simétrica [ <sup>11</sup>, <sup>13</sup>]. En este caso las *OTF* del primer y segundo paso serán iguales y la *MTF ocular* se puede obtener como la ecuación (11). Por su parte, las funciones de fase *PTF* se cancelan (ecuación 10) y la función fase resulta ser igual a 0. La *MTF* obtenida de esta forma tiene el inconveniente de que, al ser los dos pasos equivalentes, se pierde la información de las aberraciones asimétricas como la distorsión de campo y el coma [ <sup>13</sup>].

En una configuración asimétrica [ <sup>12</sup>, <sup>14</sup>], la pupila de entrada es de un tamaño muy pequeño de forma tal que el sistema en su primer paso pueda considerarse solo limitado por la difracción, de modo que las *PSFs* del primer y segundo paso ahora son diferentes. Así se logró recuperar información sobre la fase, ya que ahora las fases al ser diferentes no se anulan. Ahora el modulo se calcula como:

$$|\mathcal{F}[I''(x'',y'')]| = MTF_1(u,v)MTF_2(u,v) \quad (14)$$

Y por un simple pasaje de términos la función de transferencia del segundo paso es igual a:

$$MTF_2(u,v) = \frac{|\mathcal{F}[I''(x'',y'')]|}{MTF_1(u,v)} \quad (15)$$

Disminuyendo el tamaño de la pupila de entrada y asumiendo que el primer paso está limitado por difracción, la *MTF* ocular se corresponde a la *MTF* del segundo paso.

### **Sistema optómetro de Badal**

Dado que las personas presentan algún grado de ametropía (ya sea miopía o hipermetropía) que afecta la imagen de DP, es necesario corregirla. Una estrategia es que las personas usen la corrección oftálmica prescrita por el médico, lo que podría introducir reflejos espurios en la imagen adquirida por la cámara y otros problemas ópticos y de alineación de pupila. Otra alternativa es implementar un sistema que compense las ametropías de los sujetos como un sistema optómetro telescópico de Badal.

El tamaño angular de un objeto percibido no depende de la posición del mismo y la vergencia del objeto percibida es proporcional a la distancia entre su ubicación y el foco anterior, si el ojo es ubicado en la focal posterior de una lente. Este es el principio de un optómetro diseñado por el oftalmólogo francés Badal en 1876 [ <sup>15</sup>]. Este diseño permite variar independientemente la vergencia y el tamaño angular del objeto, y además, presenta una relación lineal entre la posición del objeto y la vergencia percibida en el ojo[ <sup>15</sup>, <sup>16</sup>]. Sin bien fue Badal quien tuvo la idea de posicionar un



lente para que su focal posterior se sitúe justo en el punto principal del ojo, y así lograr tener una escala de potencia dióptrica uniforme y que el tamaño aparente del objeto no se vea modificada, este primer diseño solamente producía un efecto convergente de los rayos del objeto. No fue hasta Von Graefe en 1863 y luego Dudragne en 1951 [ 15] que se solucionaron los problemas del primer diseño del optómetro de Badal mediante la incorporación de un sistema telescópico.

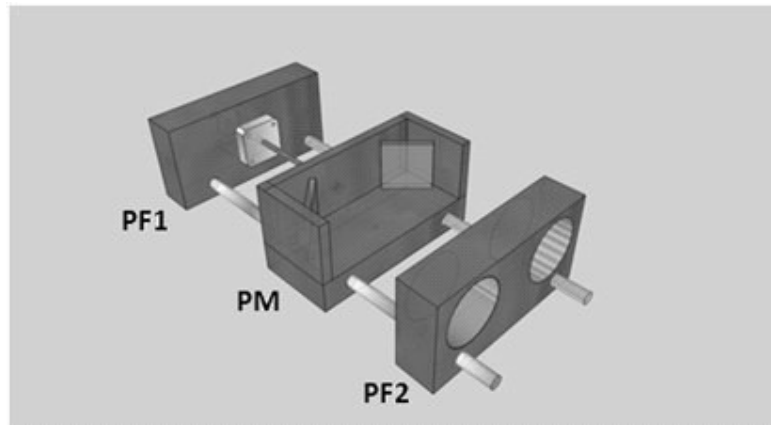


Figura 15. Diseño final sistema optómetro de Badal implementado en el montaje óptico para la medida de la calidad visual en el DLYV.

El sistema Badal diseñado (Figura 15) está formado por dos lentes y dos espejos sobre una plataforma móvil. El movimiento conjunto de los espejos que componen el sistema Badal permite cambiar la posición relativa entre las focales de las lentes de manera que la vergencia a la salida del sistema se puede variar. La potencia en dioptrías de un sistema Badal se define como:

$$P = \frac{f_1 + f_2 - e}{f_1 f_2} \quad (16)$$

donde  $f_1$  y  $f_2$  son las distancias focales de las dos lentes usadas y  $e$  es la distancia entre ellas. Cuando esta distancia es igual a la suma de las distancias focales el sistema es afocal y no introduce ninguna corrección, siendo la configuración que se usa para las medidas en ojos emétropes por ejemplo. Cuando la distancia de separación es superior a la suma de las focales de las lentes, el sistema tiene potencia negativa con lo cual se pueden corregir miopías. Finalmente, si la distancia  $e$  es inferior a la suma de las focales la resultante del sistema es una potencia positiva con la cual se compensan ojos hipermetropes.

El sistema se montó sobre una pieza mecanizada en aluminio (Figura 15), que consta de tres partes: dos fijas y una móvil. En extremo del sistema se encuentra la pieza fija (PF1) donde se aloja el motor paso a paso, que cuenta con un rotor con rosca interna que desplaza un tornillo axial solidario a la pieza móvil (PM) donde se montan los espejos. El giro del motor produce el desplazamiento lineal de esta pieza alejando o acercando los espejos a la otra pieza fija (PF2), donde se encontrarían montados dos lentes de tipo dobletes acromáticos de 100 mm de distancia focal. Sin embargo, se optó para el montaje por dobletes acromáticos de 200 mm de focal por lo que las lentes se posicionaron por fuera de la pieza diseñada para que, en el punto medio del

recorrido de la pieza móvil, el sistema permaneciera afocal.

El control del sistema vincula el software desarrollado para el control de todo el sistema de DP y sensor de frente de onda Hartmann-Shack (de aquí en adelante usaremos las siglas HS) con el motor sin etapas intermedias, ya que contiene en la misma unidad la interfase USB y el driver para el motor. Para la comunicación lógica se implementó un puerto serie virtual a través de USB con el circuito integrado MCP2200 y un microcontrolador de propósito general PIC16F877A como intérprete de los comandos series provenientes de la PC vía MCP2200 y como contador de pasos del motor, activando las bobinas correspondientes a la dirección deseada de movimiento de motor. El máximo desplazamiento del tornillo es de 63 mm y cada paso produce un desplazamiento de la pieza móvil de 0,0254 mm. El desplazamiento (e) total es de 128,5 mm, lo que produce un rango de potencias de -1,5 D a 1,7 D. El mínimo paso es de 0,1 D limitado por software.

### **Sistema de Doble Paso experimental**

Un esquema del sistema de DP montado en una mesa óptica del laboratorio para las mediciones de esta tesis se muestra en la Figura 16. El sistema presenta un diodo láser (MC7850CPWR-SMF, Monocrom) de 785 nm como fuente de luz, tanto para la rama de DP como para la rama de registro de frente de onda, acoplando una fibra óptica monomodo con un

cabezal colimador.

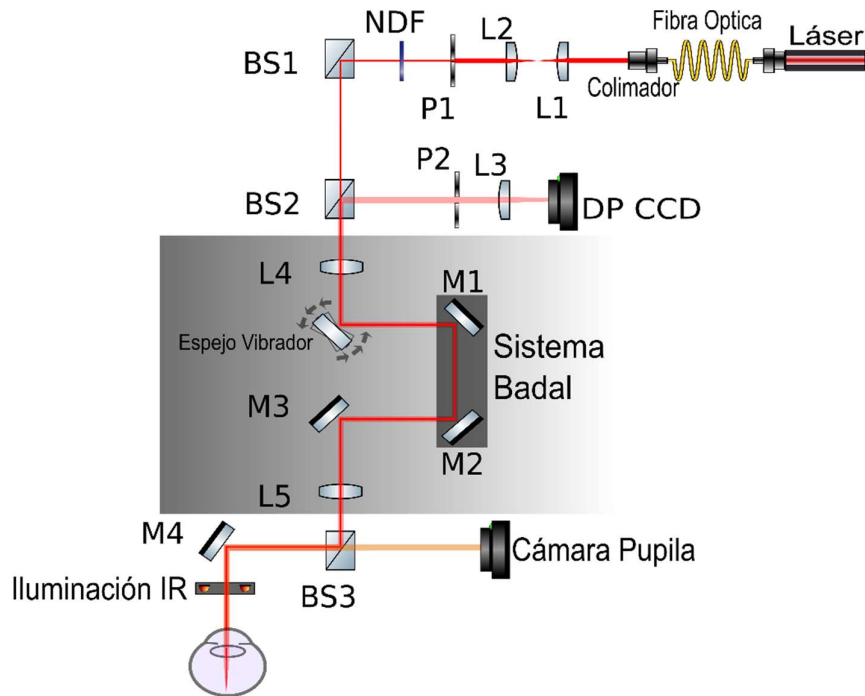


Figura 16. Esquema gráfico del sistema de DP montado para la medición de calidad óptica visual.

El haz colimado luego pasa por un sistema de lentes telescópico (**L1** y **L2**), un diafragma circular conjugado con el plano de la pupila del ojo (**P1**) y por un filtro de densidad neutra (**NDF**), que se usa para reducir los niveles de intensidad del láser. El camino óptico continúa hacia el primer lente del Badal (**L4**, 200 mm de focal) luego de una reflexión en un separador de haz (**BS1**). A la salida del Badal, el haz se refleja en otro separador de haz (**BS3**), en un espejo (**M4**), ingresa al ojo y finalmente la fuente puntual forma su imagen sobre la retina. El componente reflejado en la retina sigue el mismo camino de vuelta a la cámara.

En las imágenes capturadas en sistemas de DP y HS

existe el inconveniente de moteado que nombramos anteriormente en la sección *Técnica de Doble Paso*. Esta interferencia (en este tipo de medidas de óptica visual) se produce debido a la coherencia del láser y a las propiedades difusoras de la retina [ <sup>17</sup>, <sup>18</sup>]. La retina se puede considerar como una superficie rugosa compuesta por fotorreceptores que difunden la luz hacia atrás con una fase aleatoria, lo que es necesario para generar el patrón de moteado[ <sup>19</sup>]. En Hofer et al 2001[ <sup>20</sup>] se proponen distintos métodos para lograr eliminar el patrón de moteado. Los primeros métodos en sistemas de DP fueron basados en la integración temporal durante la adquisición o promediando un número de cuadros consecutivos con tiempos de exposición cortos [ <sup>2</sup>]. En estos tipos de métodos se integra en el tiempo, pero también existen soluciones donde se logra una variación espacial o diversidad espacial como espejos de barrido, difusores de rotación, moduladores acústicos, diodos láser superluminiscentes con un amplio ancho de banda y lentes electro-ópticos [ <sup>21</sup>]. En el sistema montado para esta tesis se decidió por un espejo de barrido [ <sup>20</sup>, <sup>22</sup>] o espejo vibrador , que mueve el haz láser sobre la retina para lograr una imagen promediada espacialmente.

Luego de la interacción del haz láser dentro del ojo, la componente del haz que retorna, pasa por el sistema Badal nuevamente, llega a un separador de haz (BS2), continua hacia el diafragma (P2) que al estar conjugado con el plano de la

pupila del ojo evaluado, actúa como pupila efectiva de salida, y finalmente la imagen se forma en el plano de una cámara CCD de 8 bits y resolución de 768x576 pixeles(UI-220ME-M, uEye IDS ) gracias a una lente de 100 mm de focal (L3) .

La posición del sujeto durante las mediciones se ajustó con una mentonera montada sobre una plataforma manual móvil, que permite desplazamientos en un plano paralelo al de la mesa óptica, mientras que una parte móvil de la mentonera permite movimientos perpendiculares al plano de la mesa óptica (arriba/abajo).

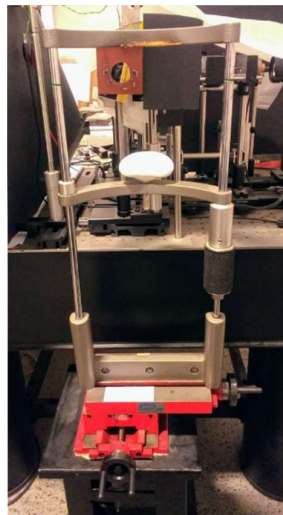


Figura 17. Mentonera (vista posterior). Se observa la plataforma móvil (rojo) sobre la que se encuentra solidaria la mentonera propiamente dicha. Este sistema permite movimientos en 3 direcciones.

El sistema de fijación utilizado para las medidas en periferia (Figura 18) se posicionó a 3 mt del sujeto, y se utilizaron leds rojos de 5 mm para tratar de emular la medida foveal en la que se utiliza la imagen del láser como fijación. Se utilizaron 9 puntos de fijación separados cada  $2^\circ$  en la zona temporal del ojo derecho.



Figura 18. Sistema de fijación (vista anterior). Se observan algunos leds encendidos.

### **Validación**

La imagen de DP se forma con una cámara CCD (UI-220ME-M, uEye IDS ) con una resolución de 768x576 pixeles gracias a una lente de 100 mm de focal. La resolución espacial de las imágenes de DP está limitada por un tamaño de pixel de 8,30  $\mu\text{m}$  y si tenemos en cuenta el objetivo de la cámara, serían unos 0,57 arcmin. Al procesar los datos, las imágenes se recortan y se utiliza una región de interés o ROI (*Region of Interest*) de 256x256 pixeles. Con este ROI, el sistema montado explora una zona de 145,92 arcmin.

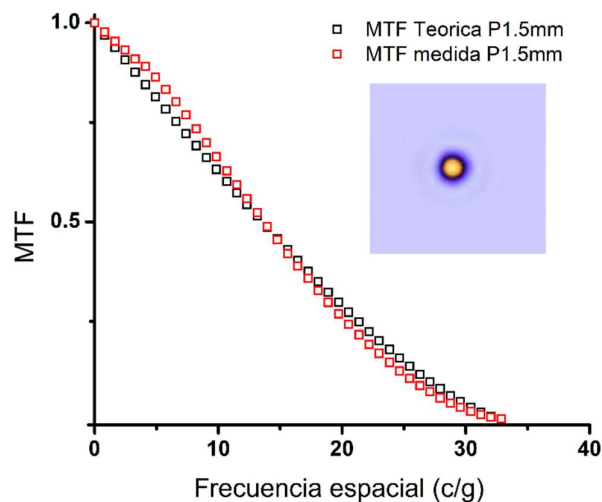


Figura 19. Respuesta del sistema de DP para un espejo situado a la salida del montaje en el plano de la pupila. En negro se grafica el perfil de la MTF teórica limitada por difracción para una pupila de 1,5 mm. La imagen es un recorte de 82x76 pixeles (pseudocolor ICA) de la imagen de DP, se observan los lóbulos (como anillos concéntricos) secundarios debido a la difracción.

La Figura 19 muestra la respuesta del sistema de medida de DP montado en el laboratorio cuando se coloca un espejo en el plano de la pupila de salida. La imagen representa la PSF luego que el haz láser recorra dos veces la óptica del sistema con una pupila de entrada de 1,5 mm. El perfil de la MTF se calcula luego de realizar una corrección y extrapolación del pico en las bajas frecuencias. (Véase *Sección Análisis de datos*). En la Figura 20 a continuación, se grafica el perfil de intensidades de la respuesta obtenida.



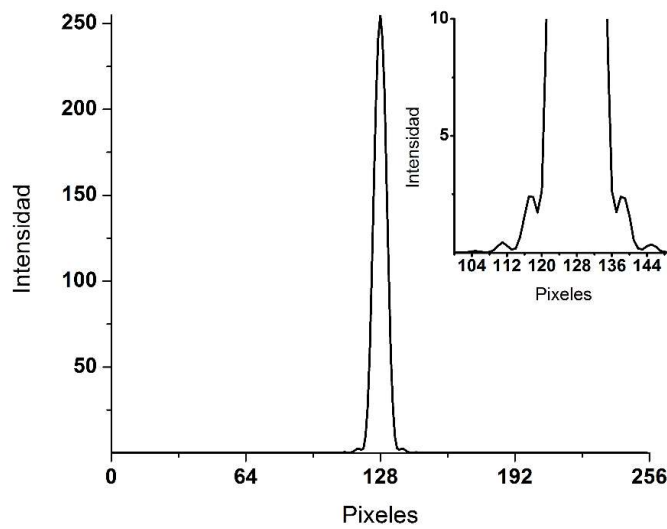


Figura 20.  
Perfil de  
intensidades  
de la PSF  
obtenida con  
una pupila de  
1,5 mm del  
sistema DP.  
Arriba a la  
derecha se  
muestra una  
ampliación  
donde se  
pueden  
distinguir los  
anillos  
secundarios  
debido a la  
difracción.

### Sensor de Frente de Onda Hartmann-Shack

La técnica de HS es un método objetivo para medir aberraciones monocromáticas tanto de bajo como de alto orden [ 23]. Esta técnica se ha usado en varios campos de la investigación clínica como en el estudio de miopía[ 24, 25], ojo seco [ 26], queratocono [ 26, 27], cataratas [ 28], cirugía refractiva [ 29], lentes de contacto [ 30] y lentes intraoculares [ 31]. También se desarrollaron varios aberrómetros basados en HS (Wavefront Sciences, Alcon, Topcon, Bausch & Lomb, Huvitz, etc). En esta tesis se montó un aberrómetro HS para medidas de las aberraciones en periferia.

### Técnica de Hartmann-Shack

El sensor de frente de onda HS surgió de la necesidad de resolver un problema concreto en astronomía a finales de

los años 60 [ <sup>32</sup>]. El problema en cuestión era mejorar las imágenes de satélites capturadas desde la superficie terrestre que eran distorsionadas por la turbulencia de la atmósfera [ <sup>15</sup>]. La solución fue fabricar un arreglo de lentes que se colocaba en el camino óptico de un telescopio junto con un separador de haz, así se lograba capturar imágenes estelares mientras que, a al mismo tiempo, se medía la aberración de onda que distorsionaba la imagen [ <sup>32</sup>]. La aplicación del sensor en oftalmología no llegó sino hasta mediados de los 80, cuando Bille y Shack comenzaron a usar el arreglo de lentes para medir el perfil de la córnea y luego para las aberraciones del ojo, usando la proyección de un punto láser sobre la retina [ <sup>23</sup>]. Williams, en la Universidad de Rochester, fue el primero en Estados Unidos en utilizar el arreglo de lentes para medir las aberraciones y, acoplando el sensor de frente de onda junto con un espejo deformable, logro mejorar sustancialmente imágenes de la retina [ <sup>23</sup>, <sup>33</sup>]. Las aplicaciones del sensor HS en oftalmología son de lo más variado como la cirugía refractiva guiada por frente de onda [ <sup>34</sup>], las medidas en ojos con queratocono [ <sup>35</sup>], medidas de refracción objetiva optimizadas [ <sup>36</sup>], medidas de difusión intraocular [ <sup>37</sup>], entre otras.

Un sensor de frente de onda basado en HS [ <sup>23</sup>, <sup>33</sup>, <sup>38</sup>, <sup>39</sup>,] contiene un arreglo óptico que consiste en una matriz de unos cientos de pequeños lentes (Figura 21), todos con el mismo diámetro y la misma focal. Los diámetros típicos de

las lentes son de cerca de 100 a 600  $\mu\text{m}$  y las focales de unos cuantos mm hasta 30 mm [ <sup>40</sup>]. La luz que refleja la retina de una fuente puntual láser es distorsionada por la aberración de onda del ojo. La matriz de microlentes recoge el frente de onda incidente proveniente del ojo, muestrea espacialmente el haz y forma pequeñas imágenes (spots) en el plano focal de las microlentes. Luego una cámara ubicada en el plano focal de las microlentes captura el patrón de spots para el cálculo del frente de onda.

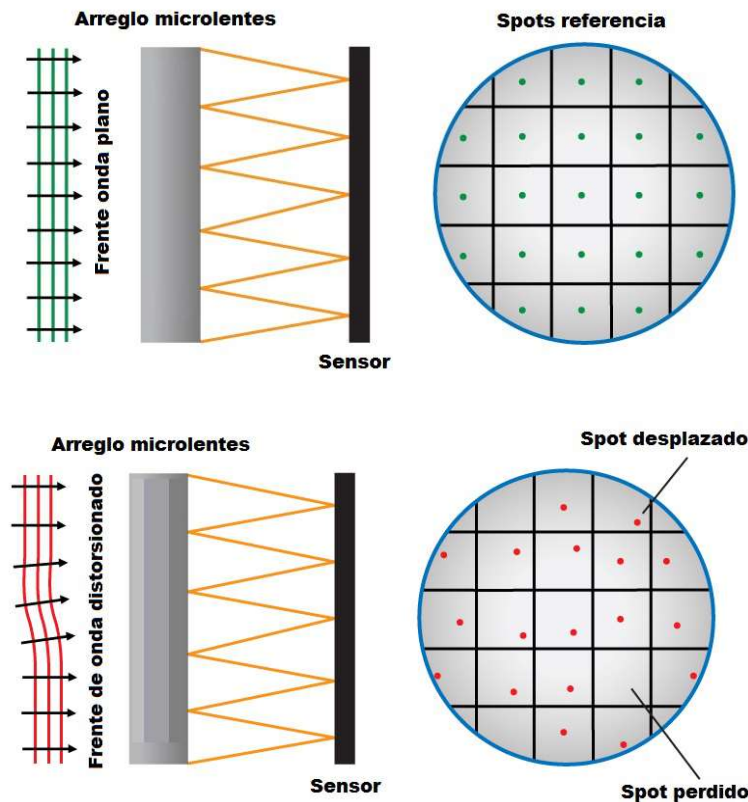


Figura 21. Principio de funcionamiento de un sensor HS. Muestro de un frente de onda plano de referencia (arriba) y del frente de onda distorsionado (abajo)<sup>j</sup>.

<sup>j</sup> Adaptado [https://www.thorlabs.com/images/TabImages/Shack\\_Hartmann\\_Wavefront\\_Planar\\_D1](https://www.thorlabs.com/images/TabImages/Shack_Hartmann_Wavefront_Planar_D1)

Para un sistema óptico perfecto, en óptica visual un ojo perfecto, es decir que no presente aberraciones o que este limitado por difracción, el frente de onda que emerge de él a través de la pupila es un haz colimado con un frente de onda perfectamente plano y las imágenes que forma cada una de los microlentes del sensor sobre el plano focal generan un patrón con una distribución regular de puntos. Este patrón es la referencia que se utiliza luego para estimar la pendiente del frente de onda en esa posición. Cuando el haz láser atraviesa un ojo aberrado, el frente de onda se distorsiona y al emerger de la pupila esta corrido del eje óptico de cada uno de los microlentes. Las imágenes que se forman en el plano focal están desplazadas con respecto a la imagen patrón de referencia (Figura 22). Este desplazamiento es proporcional a la pendiente del frente de onda en la ubicación de ese microlente en el plano de la pupila y se utiliza para reconstruir la aberración de onda.

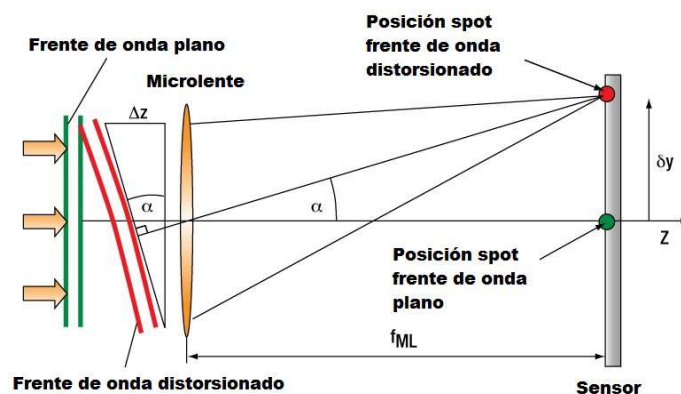


Figura 22. Detalle de la incidencia de un frente onda plano y otro aberrado sobre una microlente del arreglo de HS.<sup>k</sup>

<sup>k</sup> Adaptado de [https://www.thorlabs.com/images/TabImages/Wavefront\\_Distortion\\_D1-780.gif](https://www.thorlabs.com/images/TabImages/Wavefront_Distortion_D1-780.gif)

Si se considera  $f_{ML}$  mucho mayor que la distancia entre en el eje óptico del frente de onda plano con respecto al aberrado, de manera que la distancia entre la posición del spot de referencia debido al frente de onda plano y el frente de onda aberrado sea aproximadamente  $f_{ML}$  entonces:

$$\frac{\partial W(x,y)}{\partial y} = \frac{\Delta y}{f_{ML}} \quad (17)$$

La derivada parcial del frente de onda con respecto a la coordenada  $y$  se conoce como pendiente local. Lo mismo sucede en el eje  $x$ , con la pendiente local siendo:

$$\frac{\partial W(x,y)}{\partial x} = \frac{\Delta x}{f_{ML}} \quad (18)$$

Para conocer los desplazamientos en las direcciones  $x$  e  $y$  se deben calcular dos posiciones: primero la posición de los spots que se forman en la cámara debido al frente de onda plano de referencia, y segundo, la posición de los spots que se forman por el frente de onda aberrado. Para ello se realiza una operación estándar de detección del centroide de cada uno de los spots basado en el centro de masa [ 40, 41] donde se pondera la posición del pixel por la intensidad, o en términos matemáticos:

$$X_i = \frac{\sum_{A_i} xI(x,y)}{\sum_{A_i} I(x,y)} \quad (19)$$

$$Y_i = \frac{\sum_{A_i} yI(x,y)}{\sum_{A_i} I(x,y)} \quad (20)$$

donde  $X_i$  e  $Y_i$  son las coordenadas del centroide del spot correspondiente a la microlente  $i$ ,  $A_i$  es el área de la microlente,  $I(x,y)$  es la intensidad en la posición  $x,y$ . Esta operación se realiza tanto en la imagen de referencia (Ref) como en la imagen del frente de onda aberrado (Abe), por lo que el desplazamiento se obtiene como:

$$\Delta x_i = X_i^{Abs} - X_i^{Ref} \quad (21)$$

$$\Delta y_i = Y_i^{Abs} - Y_i^{Ref} \quad (22)$$

Antes de continuar con la descripción de los métodos de reconstrucción de la aberración del frente de onda a partir del sensor HS se deben definir algunas herramientas matemáticas que servirán para representar el frente de onda.

### **Polinomios de Zernike**

La función de aberración de un sistema con una pupila de salida circular puede ser representada por una serie de polinomios que tienen la propiedad de ser ortogonales sobre un círculo unitario ( $r = 1$ ) [42, 43, 44]. Estos polinomios se conocen como polinomios de Zernike y están definidos por lo general en coordenadas polares  $(\rho, \theta)$  donde  $\rho$  es la coordenada radial entre 0 y 1, y  $\theta$  la coordenada azimutal que varía de 0 a  $2\pi$ . Cada uno de los polinomios de Zernike consiste en tres componentes: un factor de normalización, un componente radial y un componente azimutal. El componente radial es un polinomio mientras que el azimutal es

sinusoidal.

Entonces se puede expresar la función de aberración de onda como:

$$W(\rho, \theta) = \sum_k C_k Z_k(\rho, \theta) \quad (23)$$

donde  $C_k$  son los coeficientes de cada polinomio y  $Z_k$  los polinomios de Zernike. Los polinomios de Zernike se definen como [44]:

$$Z_n^m(\rho, \theta) = \begin{cases} N_n^m R_n^{|m|}(\rho) \cos(m\theta); m \geq 0 \\ -N_n^m R_n^{|m|}(\rho) \sin(m\theta); m < 0 \end{cases} \quad (24)$$

Donde  $N$  es el factor de normalización y  $R(\rho)$ :

$$R_n^m(\rho) = \sum_{s=0}^{(n-|m|)/2} \frac{(-1)^s (n-s)!}{s! [0.5(n+|m|)-s]! [0.5(n-|m|)-s]!} \rho^{n-2s} \quad (25)$$

$$N_n^m = \sqrt{\frac{2(n+1)}{1 + \delta_{m0}}} \quad (26)$$

donde  $(\rho, \theta)$  son coordenadas polares,  $m$  y  $s$  componente azimutal y orden respectivamente, y  $\delta_{m0}$  es la función delta de Kronecker. La utilidad de los polinomios de Zernike es que son ortonormales.

### Reconstrucción del frente de onda

La reconstrucción del frente de onda es un proceso mediante el cual se recupera los valores de la fase del frente de onda a partir del vector de los promedios de los gradientes del frente de onda sobre la apertura de cada

microlente tanto en la dirección  $x$  como en la  $y$ , o en forma más sencilla, el vector de las pendientes locales del frente de onda [ <sup>40</sup>, <sup>42</sup>, <sup>45</sup>]. Existen distintos métodos de recuperación del frente de onda y puede dividirse en dos enfoques: zonal y modal [ <sup>46</sup>]. En el zonal el frente onda es expresado en términos de la diferencia del camino óptico o corrimiento de fase sobre una zona pequeña o subapertura, mientras que la aproximación modal ajusta una serie de polinomios sobre la totalidad de la apertura. Ambos métodos usan una estimación de mínimos cuadrados.

Así, tomando las derivadas parciales de la ecuación 23:

$$\frac{\partial W(x,y)}{\partial x} = \sum_k c_k \frac{\partial Z_k(x,y)}{\partial x} \quad (27)$$

$$\frac{\partial W(x,y)}{\partial y} = \sum_k c_k \frac{\partial Z_k(x,y)}{\partial y} \quad (28)$$

El primer término son las pendientes locales. Estas ecuaciones se pueden representar matricialmente como:

$$S = EA \quad (29)$$

donde  $S$  es el arreglo de desplazamientos en  $x$  e  $y$ ,  $A$  es el vector de coeficientes de Zernike a calcular y  $E$  es la matriz que contiene las derivadas parciales de cada polinomio de Zernike. La solución para esta ecuación es [ <sup>46</sup>]:

$$A = (E^T E)^{-1} E^T S \quad (30)$$



## Sistema Hartmann-Shack experimental

Se diseñó y montó un aberrómetro de tipo HS (Figura 23), el cual permite medir las aberraciones monocromáticas del ojo humano de manera precisa, mediante un método que es rápido y seguro para el ojo del sujeto [ 39]. Desde sus primeras aplicaciones en la medida de la aberración del frente de onda, este tipo de sensor mostró tener una gran potencialidad para convertirse en el más utilizado no sólo en los grupos de investigación en óptica fisiológica, sino también en el ámbito de la clínica oftalmológica [ 47].

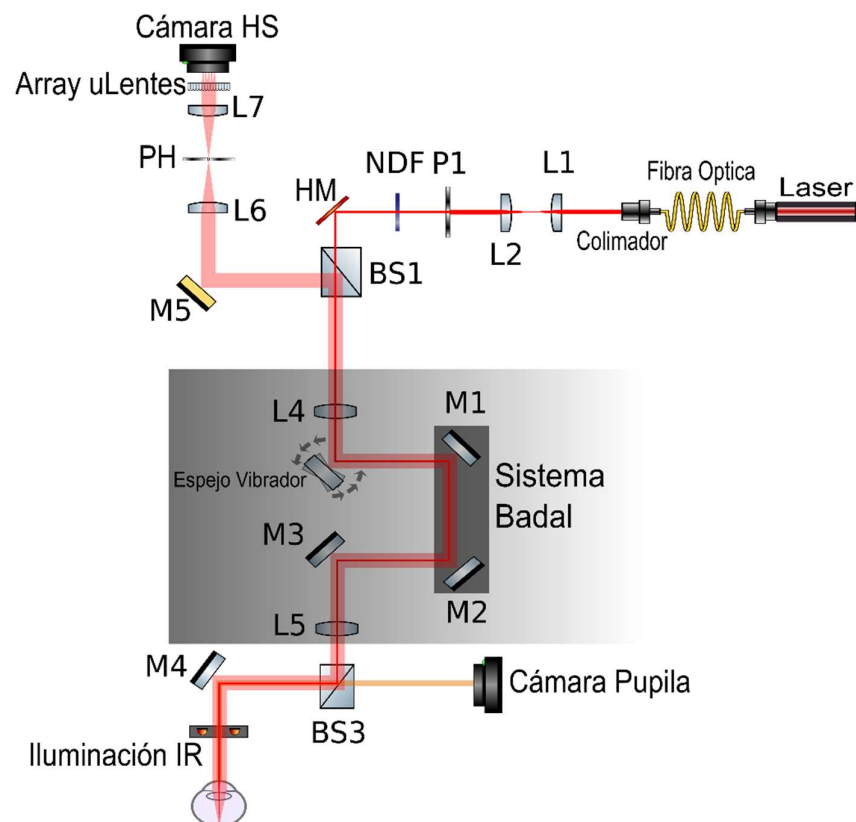


Figura 23. Esquema gráfico de la rama del sensor de frente de onda tipo HS montado para la medición de calidad óptica visual.

El montaje experimental consta de una fuente puntual, compuesta por un diodo laser de 780 nm (MC7850CPWRSMF, Monocrom) acoplado por fibra óptico monomodo a un cabezal colimador y convenientemente filtrado para evitar daños o molestias al sujeto. El haz colimado se proyecta sobre la retina, de tal modo que una parte de la luz se refleja en el fondo del ojo y sale a través de la pupila atravesando los medios oculares. Por medio de un sistema Badal y un telescopio, se proyecta sobre la cámara de registro (CMOS Mono, 768x576, 8 bits, UI-1120SE-M-GL, NIT) que cuenta con un arreglo de microlentes (0200-6.3-S-C, *Adaptive Optics Associates*) que se encuentra en un plano conjugado con la pupila de entrada del ojo y que tiene 125x125 microlentes con una separación de 200 $\mu$ m y una distancia focal de 6,3mm. El sistema de telescopio implementado tiene una amplificación de 0,8, necesario para poder medir tamaños pupilares de hasta 7mm aprovechando al máximo el tamaño del sensor de la cámara. Al montaje lo completa un test de fijación con leds posicionados para medir en la periferia y una cámara (CMOS Mono, 752x480, 8 bits, UI-1221LE-M-GL, Aptina) para el centrado y control de la pupila del sujeto. Con esta configuración es posible medir las aberraciones hasta el quinto orden para una pupila de 4mm, lo cual es más que suficiente para describir la calidad óptica del ojo humano [ 48].

## Calibración

La calibración del sensor consta de dos etapas. En la primera se registra una imagen de referencia de un frente de onda plano (Figura 24) que tiene en cuenta las aberraciones propias del sistema. Las tomas de las imágenes de referencia se realizan colocando un espejo en el plano de la pupila a la salida del sistema, la posición del Badal permanece afocal y se varían los tamaños de la pupila de entrada según la siguiente secuencia 1mm-1,5mm-2mm-2,5mm-3mm-4mm-5mm-6mm-7mm. Con cada pupila de entrada se tomaron 15 imágenes más la imagen de fondo correspondiente. Se promediaron las 15 imágenes y luego se realizó una operación de substracción con la imagen de fondo. En un sistema limitado por difracción, esta imagen es una distribución de puntos equidistantes correspondientes a la imagen que forma cada microlente sobre el sensor de la cámara. Si bien se tomaron referencias para pupilas de hasta 7 mm, la calibración solamente se realizó para 3 mm, 4 mm y 5mm. Con esta configuración se puede cuantificar aberraciones de hasta quinto orden, lo cual es suficiente para describir la calidad óptica del ojo humano [ 48].

Luego de obtener las imágenes de referencia se introdujeron en el camino óptico cantidades de aberraciones conocidas (desenfoques en este caso) y se registraron imágenes de la distribución de puntos para estos frentes de onda aberrados. Se procesaron las imágenes con un software

adaptado (descrito en la siguiente sección) para este propósito, se estimaron los coeficientes de Zernike y a partir de estos se calcularon los valores de desenfoque que se contrastaron con los valores nominales. Mediante un proceso iterativo se ajustaron los parámetros de medida y se obtuvo una curva de calibración (Figura 25). En este proceso de iteración el parámetro de la focal del arreglo de microlentes se va variando hasta obtener una recta con el mejor ajuste posible. El sensor fue calibrado para un rango de  $-1,5\text{ D}$  a  $1,5\text{ D}$  utilizando lentes de prueba oftálmicas en pasos de  $0,25\text{D}$ , obteniéndose un muy buen ajuste y un error menor al 5% para la máxima diferencia encontrada. En la Figura 26 se muestran mapas de aberraciones obtenidos luego de la calibración realizada en un ojo artificial con distintas lentes.

Figura 24. Imágenes de referencia obtenidas variando la pupila de entrada y con un espejo colocado a la salida del sistema óptico. Estas imágenes se utilizaron para la calibración del sensor de frente de onda.

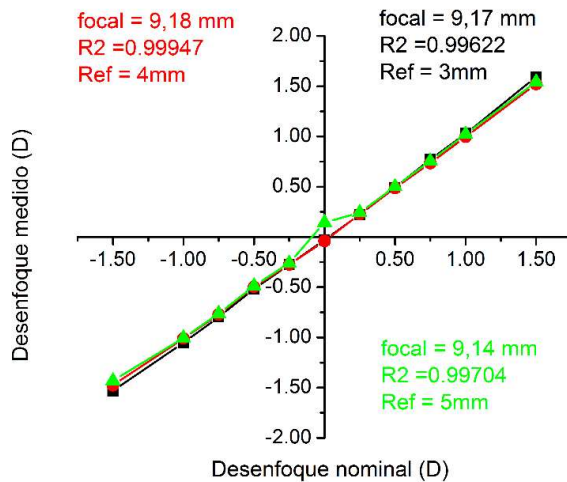


Figura 25. Curva de calibración del sensor de frente de onda HS. En negro, rojo y verde las calibraciones respecto a cada imagen de referencia tomada con pupila de 3 mm, 4 mm y 5 mm respectivamente.

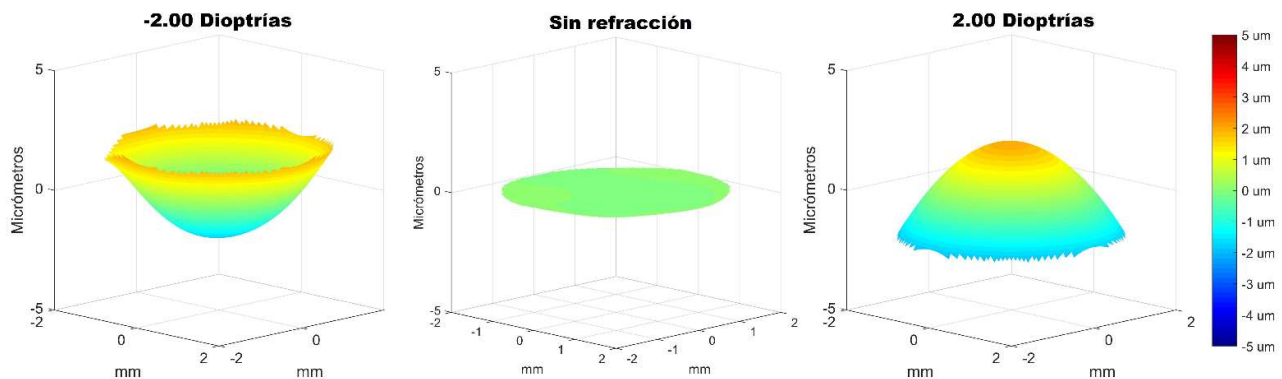
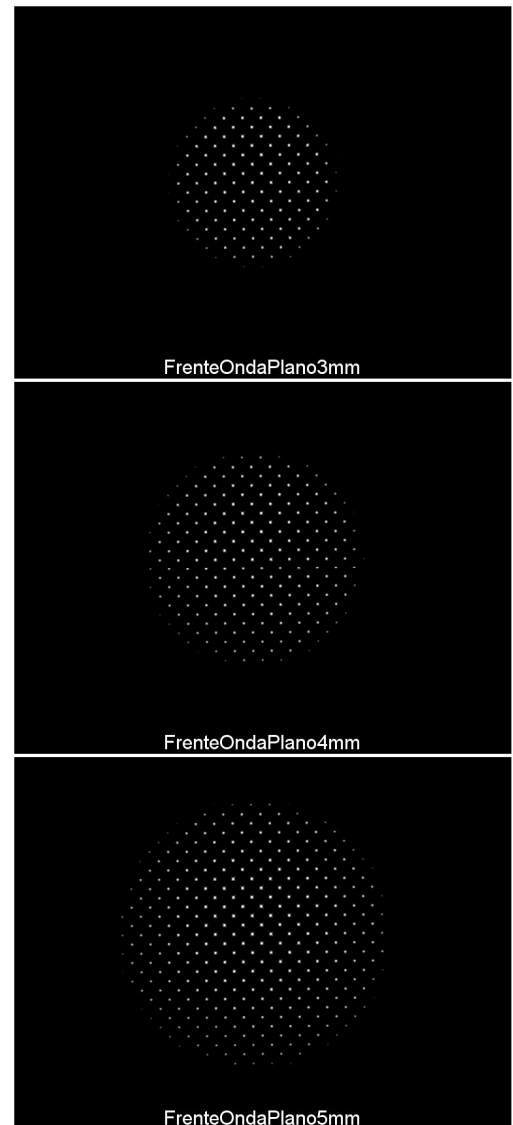


Figura 26. Errores del frente de onda presentado como un mapa de aberraciones en un ojo artificial con esfera negativa de -2,00 D (Izq.), el mismo ojo sin lentes de pruebas (Med.) y con una lente esférica de 2,00 (Der.) La pupila utilizada para el cálculo fue de 4 mm

Finalizada la calibración, se realizaron medidas de validación en un ojo artificial con distintas refracciones inducidas (miopía, hipermetropía y astigmatismo, Figura 27). A continuación se presentan los resultados obtenidos de la validación.

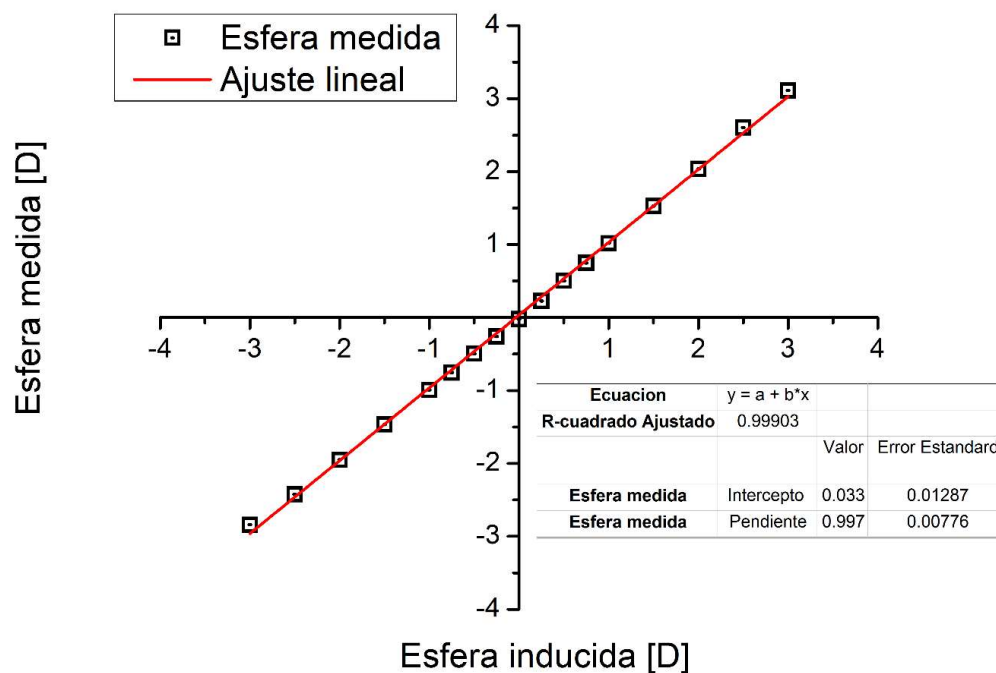


Figura 27. Validación del sensor de frente de onda HS con un ojo artificial induciendo aberraciones esféricas con lentes de pruebas.

También se realizó una comparación de los valores obtenidos con el sensor montado, en sujetos contra un autorefractómetro comercial (HRK 7000, Huvitz) que utiliza el mismo principio de medida. Se encontró un buen acuerdo entre los resultados de ambos dispositivos. La diferencia media fue de 0,28D (máximo 0,56D) que se encuentra dentro de

los límites normales para este tipo de medida [ 49].

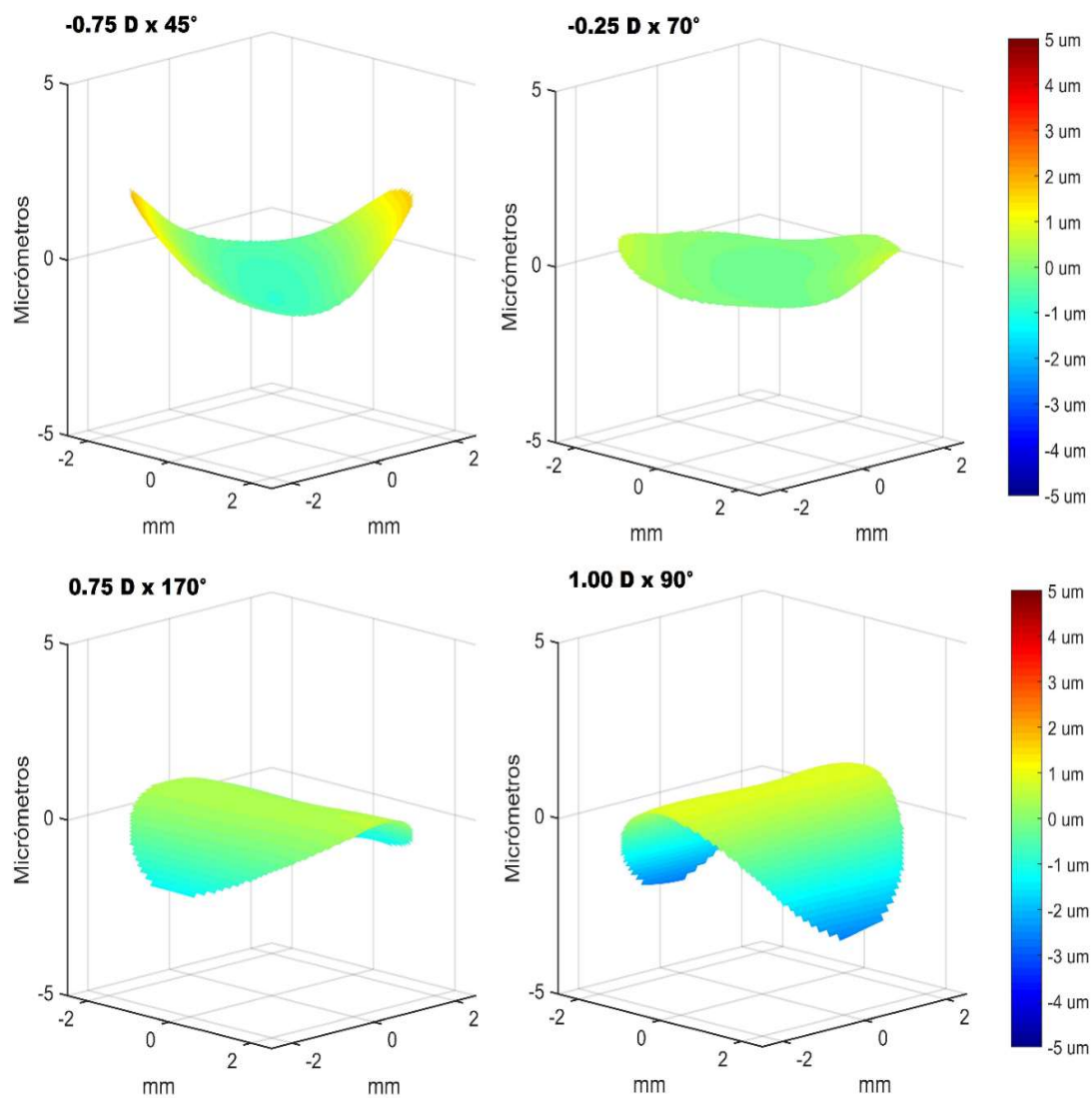


Figura 28. Errores del frente de onda presentado como un mapa de aberraciones en un ojo artificial con distintas magnitudes de cilindros inducidas con lentes de prueba.

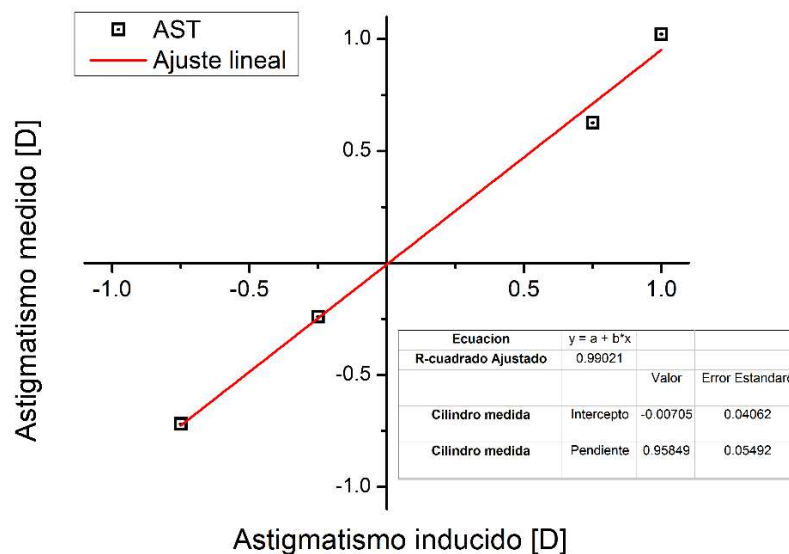


Figura 29. Validación del sensor de frente de onda HS con un ojo artificial induciendo aberraciones cilíndricas con lentes de pruebas.

## Software de control del sistema de Doble

### Paso

El sistema cuenta con un software de adquisición, control y procesamiento de las imágenes de DP. El mismo se codificó en C#, que es un lenguaje de programación orientado a objetos, usando el programa Visual Studio v2008. Para la adquisición de las imágenes se usó el SDK (del inglés *Software Development Kit*) de uEye v4.22, particularmente la interfaz uEye.NET. Para el procesamiento de las imágenes se empleó el *wrapper* de OpenCV multiplataforma EmguCV (versión 2.3.0.1416).

El programa desarrollado en esta tesis doctoral cuenta con una interfaz gráfica que incluyen tres formularios: el



principal, el de configuración de cámaras y el de procesamiento. En el principal (Figura 30) se gestiona la comunicación de las 3 cámaras utilizadas (DP, SFOHS y Pupila) con una computadora vía USB. El formulario presenta las imágenes de cada una de las cámaras. También contiene los distintos controles para manejar el sistema Badal y la potencia del diodo láser. Permite capturar imágenes de cada una de las cámaras y el acceso al resto de los formularios.

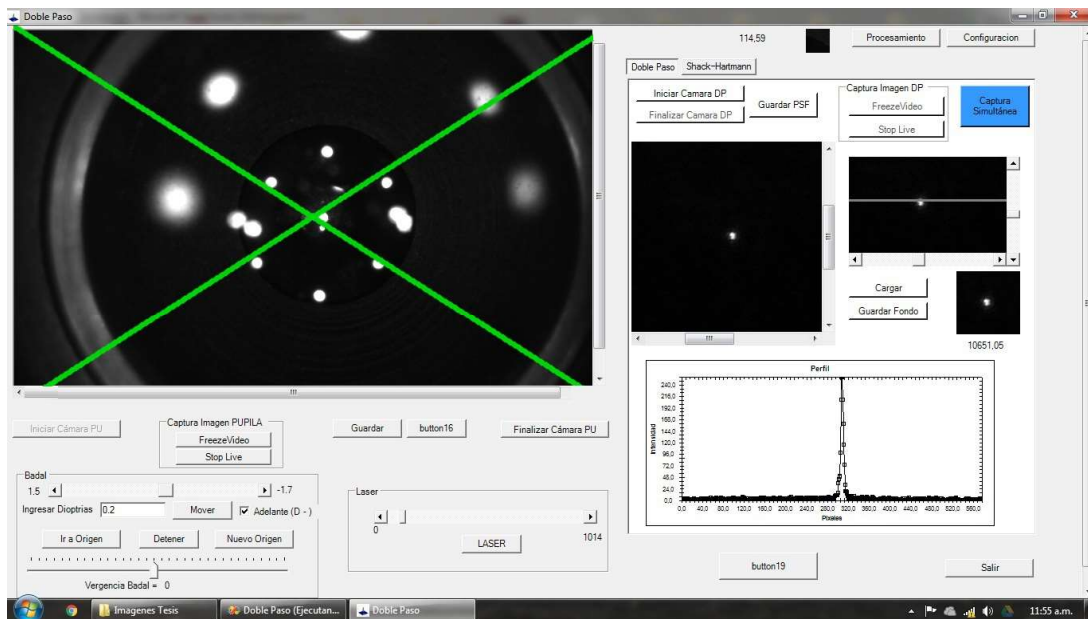


Figura 30. Imagen del formulario principal del software desarrollado para el sistema de Calidad Óptica Visual. Se observan los controles del Badal, láser, cámara de DP y pupila.

El formulario de configuración de cámaras, que se presenta en la Figura 31, permite manipular todas las características de las mismas. Desde esta interfaz se pueden modificar el pixel *clock* (velocidad a la cual se transfiere un cuadro), la cantidad de cuadros por segundos transmitidos

y, si la cámara lo permite, el tiempo de exposición. La ganancia analógica y el nivel de negro son otras características que se pueden acceder desde este formulario. En el modo *trigger*, el sensor de la cámara comienza la exposición en el momento que recibe una señal ya sea vía software o vía hardware. Esta opción también se encuentra presente en el formulario de configuración.

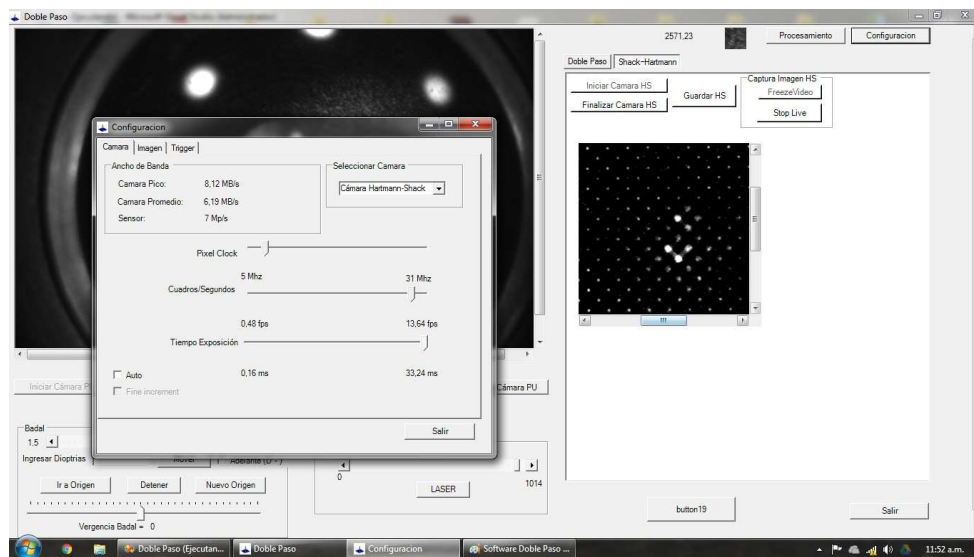


Figura 31. Formulario principal y de configuración de cámaras del software desarrollado para el sistema de Calidad Óptica Visual. Se observa también (der.) la imagen de la cámara de HS con sus característicos spots.

El formulario procesamiento (Figura 32) es en donde se llevan a cabo los cálculos para obtener los distintos parámetros de calidad óptica a partir de la imagen aérea de DP obtenida.

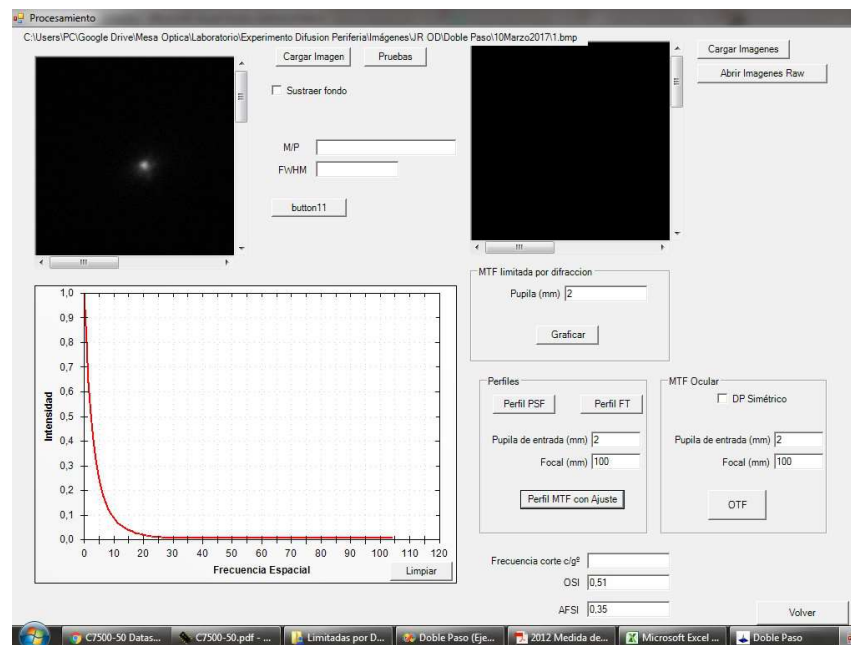


Figura 32. Formulario de procesamiento donde se calculan los parámetros ópticos de frecuencia de corte, OSI, AFSI, y donde se grafican los distintos perfiles (MTF con ajuste, MTF ocular, PSF, MTF difracción).

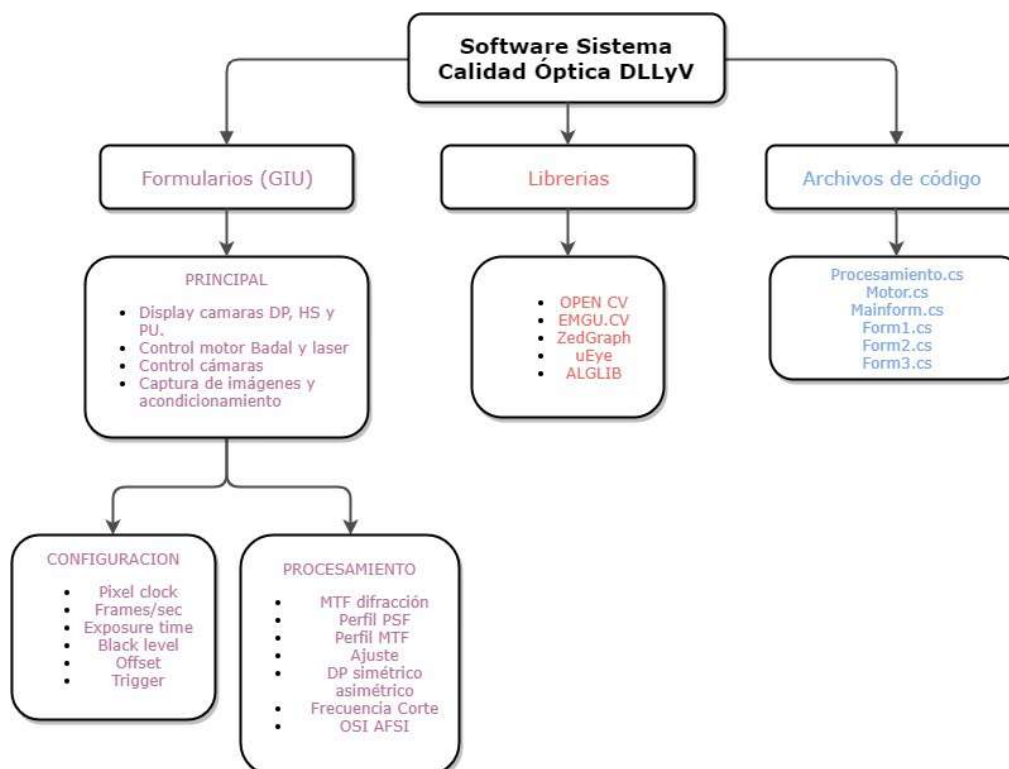


Figura 33. Diagrama del software desarrollado donde se muestran las partes que componen el sistema.

Un diagrama del software desarrollado se presenta en

la Figura 33. Se distinguen los formularios creados con cada uno de sus contenidos, las librerías utilizadas para codificar y los archivos de código generados.

### **Captura de imágenes**

Las imágenes de DP que se capturan tienen una profundidad de 8 bits en escala de grises y una resolución de 768x576 píxeles. El sistema captura 10 imágenes del ojo del observador y a continuación 6 imágenes más retirando el ojo del observador y poniendo en su lugar una superficie difusora oscura. Estas últimas imágenes corresponden al propio ruido del sistema. La captura de las imágenes se realiza desde el formulario principal, el cual permite guardarlas para su posterior procesamiento.

### **Análisis de datos**

El software automatiza las siguientes funciones para la obtención de información sobre la calidad óptica a partir de las imágenes de DP obtenidas:

- **Obtención de la PSF o imagen aérea de DP:** se promedian las intensidades de las imágenes obtenidas en el ojo del observador y también de las imágenes de fondo. Luego se resta la imagen de fondo a la imagen del ojo y se obtiene la imagen aérea de DP.
- **Obtención de la MTF del DP:** se localiza el centro de masa de la imagen de la PSF resultante y se define alrededor del mismo una región de interés (ROI) de 512x512 píxeles, a la que se realiza la transformada

discreta de Fourier compleja. Como resultado se obtienen sendas matrices real e imaginaria del proceso, a partir de las que se calcula el módulo de la MTF.

- **Cálculo de la MTF del segundo paso (Simétrico /Asimétrico):** para obtener la MTF del segundo paso, se divide la MTF del DP por la MTF limitada sólo por difracción si la configuración del sistema experimental está en modo asimétrico o, en el caso de una configuración simétrica, la MTF del segundo paso se obtiene tomando la raíz cuadrada del módulo de la MTF del DP.
- **Cálculo del perfil de la MTF con ajuste:** se calculan los promedios de intensidades de los píxeles que conforman cada circunferencia concéntrica de la imagen de la MTF del DP considerando radios que varían desde el límite hasta el centro de la imagen. Luego se eliminan los puntos correspondientes a las frecuencias más bajas que están afectadas por el fondo de la imagen [ <sup>50</sup>], y finalmente se realiza un ajuste del perfil radial al modelo de una doble exponencial[ <sup>51</sup>, <sup>52</sup>, <sup>53</sup> ].
- **Cálculo MTF limitada por difracción:** la MTF limitada por difracción es el límite superior del rendimiento de un sistema, ya que los efectos de las aberraciones ópticas se pueden considerar nulas, y depende solamente del diámetro de la apertura  $D$ , la longitud de onda  $\lambda$  y la longitud focal  $f$  . Las aberraciones y la difusión

incrementan el tamaño de la PSF, lo que provoca una degradación de la MTF. Para un apertura circular la MTF limitada por difracción se calcula como:

$$MTF_d\left(\frac{f}{f_c}\right) = \frac{2}{\pi} \left\{ \cos^{-1}\left(\frac{f}{f_c}\right) - \left(\frac{f}{f_c}\right) \left[ 1 - \left(\frac{f}{f_c}\right)^2 \right]^{1/2} \right\} \quad (31)$$

donde  $f_c$ , representa la frecuencia de corte y viene dada por:

$$f_c = \frac{D}{\lambda f} \quad (32)$$

- **Cálculo OSI, AFSI y Frecuencia de Corte:** estos parámetros se van a describir en el capítulo 4

## **Software para la reconstrucción del frente de onda**

Un sensor de frente de onda HS cuantifica la aberración de un frente de onda sobre la pupila. Los desplazamientos de los spots (Disco de Airy) con respecto a su posición de referencia son proporcionales al gradiente promedio del frente de onda dentro de cada subapertura. En esta tesis se usó una estimación del frente de onda modal que mapea directamente los desplazamientos y ajusta esos desplazamientos a polinomios de Zernike, que luego se utilizan para realizar distintos análisis. El software es una implementación de MATLAB con distintos scripts que fueron

tomados y adaptados de una tesis Doctoral [ <sup>54</sup>] y se identifica como SFOHS (MSHWFS Modal-Shack-Hartmann-Wavefront-Sensor) [ <sup>46</sup>, <sup>54</sup>]. El software, lanzado bajo licencia GPL [ <sup>55</sup>, <sup>56</sup>] permite una calibración automática dada una imagen de referencia de un frente de onda plano (o aproximadamente plano), tiene la ventaja de poder configurar distintos arreglos y cantidades de subaperturas, realiza una estimación de un número arbitrario de coeficientes de Zernike y calcula las integrales definidas de los gradientes dentro de cada subapertura.

### **Software SFOHS**

El software (Figura 35) que se utilizó para estimar la aberración del frente de onda consta de dos archivos de código principales (*main\_calibration*, *main\_estimate*) y una estructura (SHSTRUCT), que almacena los parámetros necesarios para la estimación, generados en MATLAB. El archivo *main\_calibration* usa una imagen de referencia para calcular la matriz  $E$  (Ecuación 29) de derivadas parciales de los polinomios de Zernike (véase sección Sensor Frente de Onda Hartmann-Shack). Luego de la calibración, los parámetros se guardan en la estructura SHSTRUCT. En el diagrama, SHSTRUCT presenta variables y parámetros en colores que se describen a continuación:

- naranja, son los valores que se introducen según las especificaciones del montaje experimental que tiene que ver

con la cámara utilizada y el tipo de arreglo de microlentes.

- rojo, es la distancia focal del arreglo de microlentes que mediante un proceso iterativo de calibración se va a modificando.

- negro, imagen de HS de referencia con su respectiva imagen de fondo

- rosa, parámetros que devuelve la función SHWFS\_MAKE\_COARSE\_GRID. Esta función durante la calibración (véase sección Sensor Frente de Onda Hartmann-Shack Calibración) genera una cuadrícula gruesa (Figura 34) sobre la imagen de HS según donde se encuentran los spots de referencia.

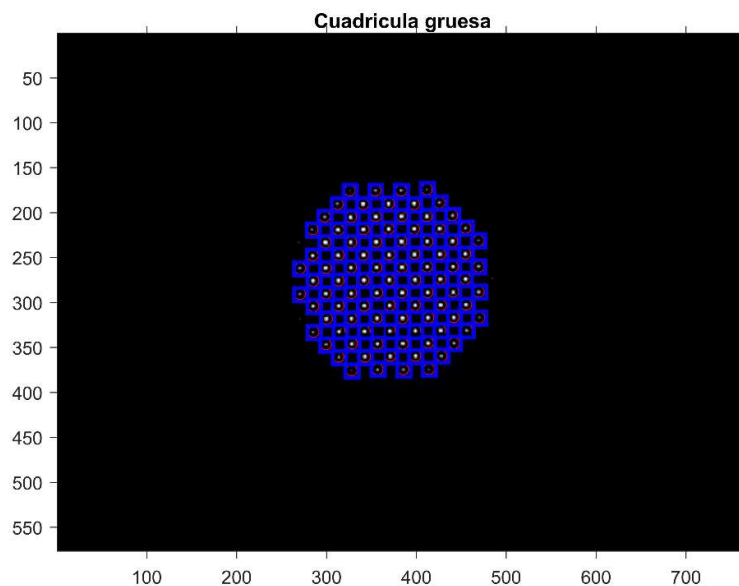


Figura 34.  
Cuadrícula  
"gruesa"  
sobre la  
imagen de  
HS de  
referencia  
donde se  
visualizan  
los spots  
detectados.



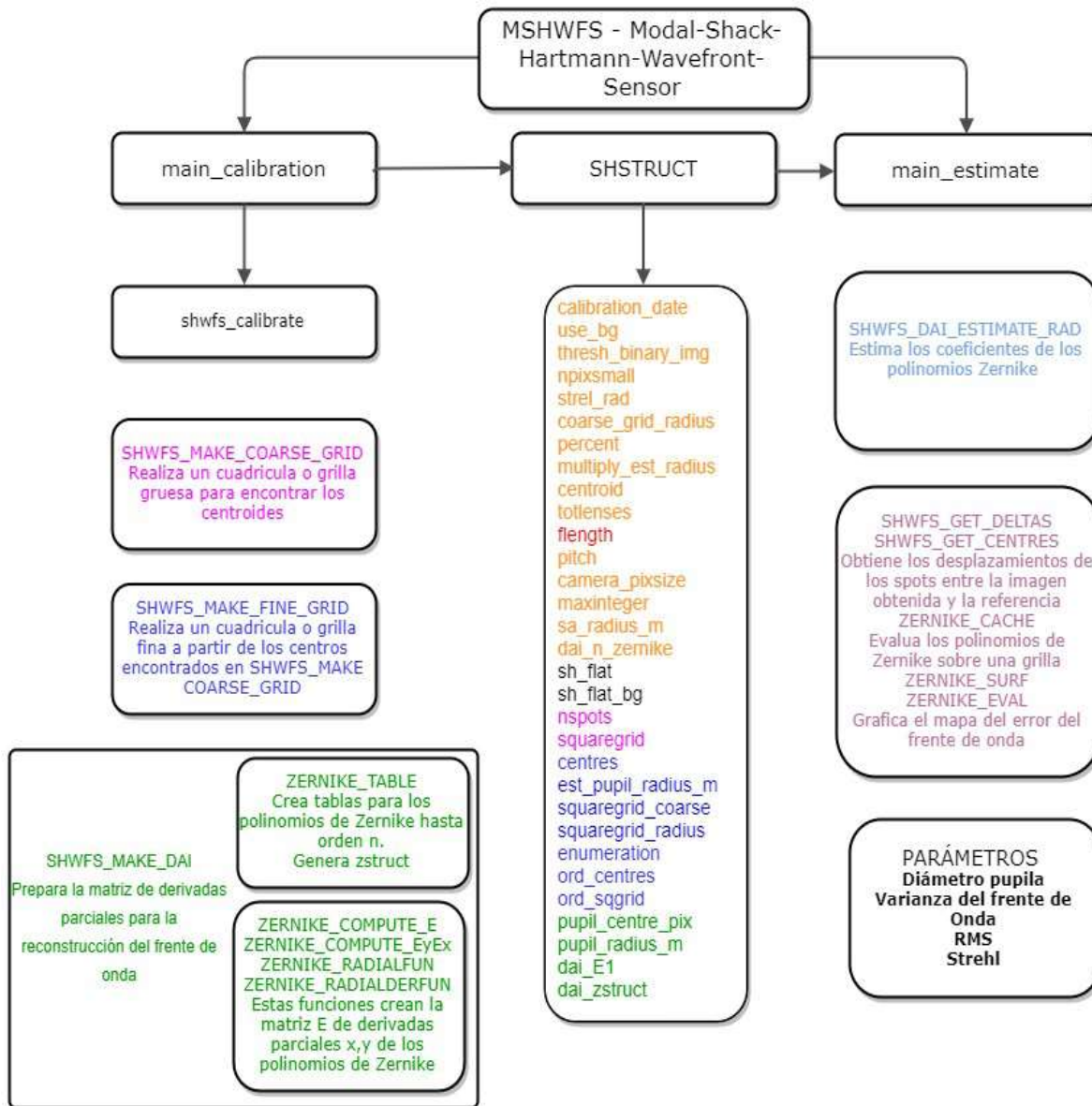


Figura 35. Diagrama del software adaptado [ 54] para la medida del error del frente de onda. Los colores hacen referencia a variables y funciones relacionadas.

- azul, estas variables se generan con la función SHWFS\_MAKE\_FINE\_GRID, donde se refina la cuadrícula obtenida en la función anterior (Figura 36)

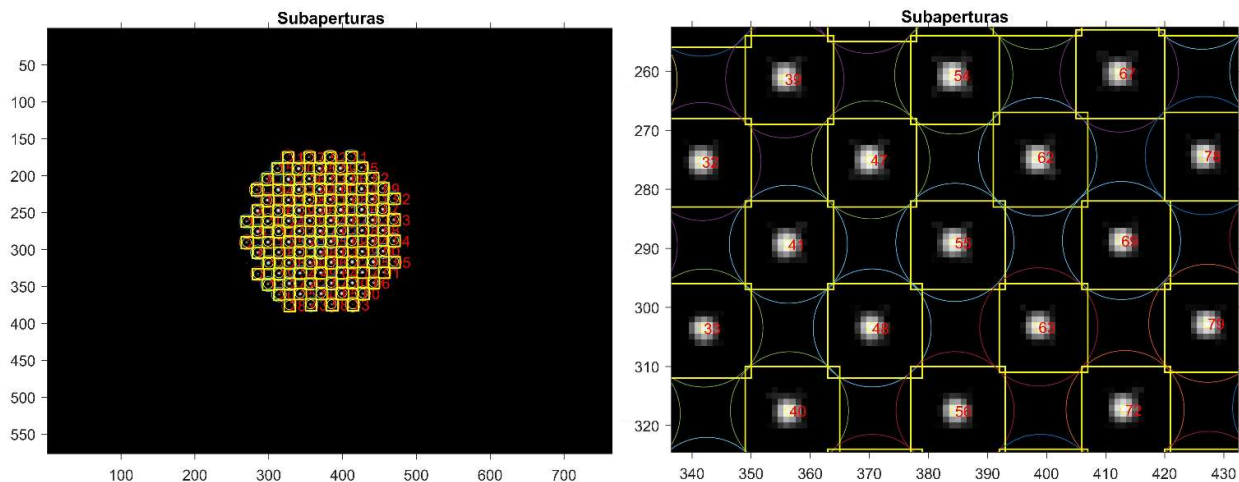


Figura 36. Cuadrícula "fina" sobre imagen de HS de referencia. La imagen de la derecha es un acercamiento, donde se distinguen los spots detectados y numerados.

- verde, variables y parámetros relacionados con los coeficientes y polinomios de Zernike a calcular.

Durante el funcionamiento normal del sensor se captura una imagen de HS con aberración desconocida de un ojo, y con la función *main\_estimate*, se computan los desplazamiento de los spots en  $x$  e  $y$  con respecto a los spots de la imagen de referencia (matriz  $S$  de Ecuación 29), para finalmente obtener la matriz de coeficientes de Zernike, mediante un algoritmo de mínimos cuadrados. Por último, se genera un mapa en 3 dimensiones con los errores del frente de onda según la pupila utilizada para la estimación, se grafican los valores en  $\mu m$  de los 28 coeficientes de Zernike calculados y se obtienen los valores de calidad óptica de RMS, varianza del frente de onda, razón Strehl y diámetro pupilar.

## **Captura de las imágenes**

La captura de imágenes se realiza a través del software desarrollado en el ámbito de esta tesis doctoral, que se describió en la sección anterior. El software permite capturar imágenes simultáneas de DP y HS. Las imágenes tienen una profundidad de 8 bits en escala de grises y una resolución de 768x576 píxeles, como las imágenes capturadas por la cámara de DP. El sistema captura 10 imágenes del ojo del observador y a continuación 6 imágenes más retirando el ojo del observador y poniendo en su lugar una superficie difusora oscura.

## **Filtrado de las imágenes**

Luego de capturar las imágenes se realiza un filtrado de las mismas para poder eliminar la luz local intrusa del fondo y los detalles de alto orden. Para ello se aplicó dos filtros de Fourier (uno que elimina las bajas frecuencias más relacionado con el fondo difuso y otro se encarga de las altas frecuencias como los reflejos). El filtrado de la imagen de HS se realiza siguiendo los siguientes pasos, primero se obtienen 10 imágenes de HS del ojo de cada observador, luego se interpone a la salida del sistema, un elemento opaco y se capturan 6 imágenes llamadas de fondo que contienen el ruido propio del sistema óptico (Figura 37), luego se realiza un promedio de las 10 imágenes de HS y de las 6 de fondo, para luego substrair el promedio del

fondo a la imagen promedio de HS.

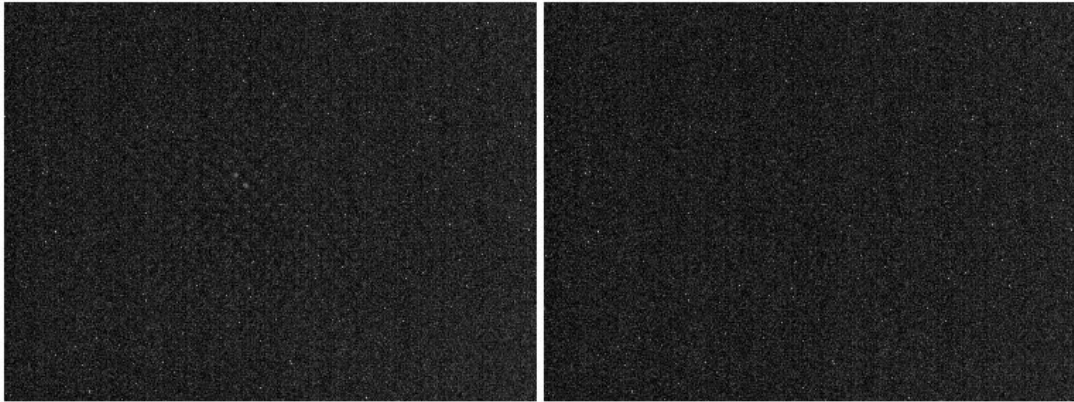


Figura 37. Imagen de HS promediada a partir de 10 capturas (Izq.). Imagen de fondo promediada a partir de 6 capturas (Der.).

La imagen de HS sin el fondo tiene unas dimensiones de 576x768 píxeles. Para poder realizar un filtrado que supone transformadas de Fourier, es aconsejable que la imagen sea cuadrada y múltiplo de  $2^n$  píxeles. En este caso, se crea una imagen de 1024x1024 con el contenido de la imagen de HS y se realiza una transformada de Fourier.

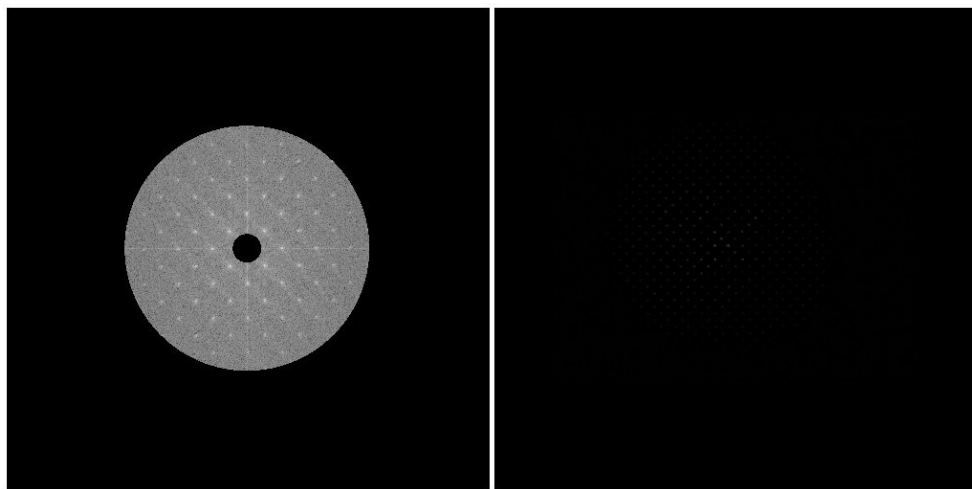


Figura 38. Imagen del primer filtro aplicado a las imágenes de HS en el espacio de las frecuencias espaciales (Izq.). Imagen resultante luego de realizado el filtrado.

Sobre esta imagen transformada se circunscriben dos círculos de distinto tamaños (60 y 512 píxeles de diámetro, Figura 38, Izq.). Se elimina toda la información de la imagen dentro del círculo pequeño y toda la información de la parte exterior del círculo de mayor tamaño. Esto resulta en un anillo centrado con un ancho de 226 píxeles. A continuación se realiza una operación de antitransformada. Este tipo de procedimiento se corresponde con la función de un filtro pasa banda.

Finalmente, se realiza una operación de substracción entre la imagen creada cuadrada con la información de HS y la resultante del primer filtro. Para el siguiente filtro, se crea una imagen en base a una convolución entre la imagen cuadrada que contiene la información de los spots de HS, y una imagen de un círculo centrado que tiene como diámetro aproximado la distancia entre spots de la imagen de HS. (Figura 39)

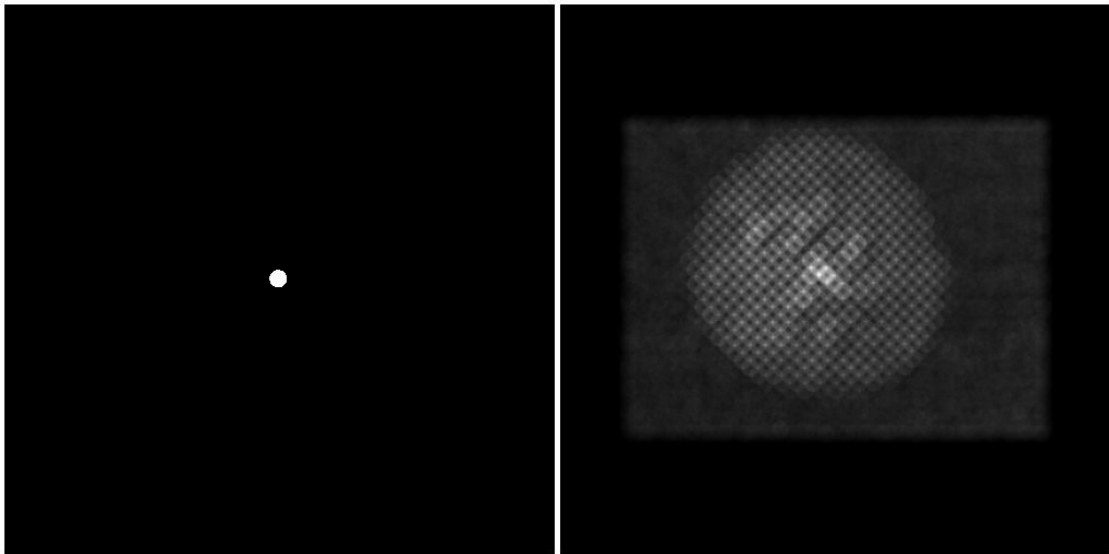


Figura 39. Imagen del segundo filtro aplicado a las imágenes de HS. A la derecha la imagen del círculo para la convolución. A la izquierda la imagen resultante creada.

Para finalizar el filtrado de las imágenes de HS, se realiza una operación de substracción entre la imagen cuadrada al inicio creada y la resultante del primer filtro.

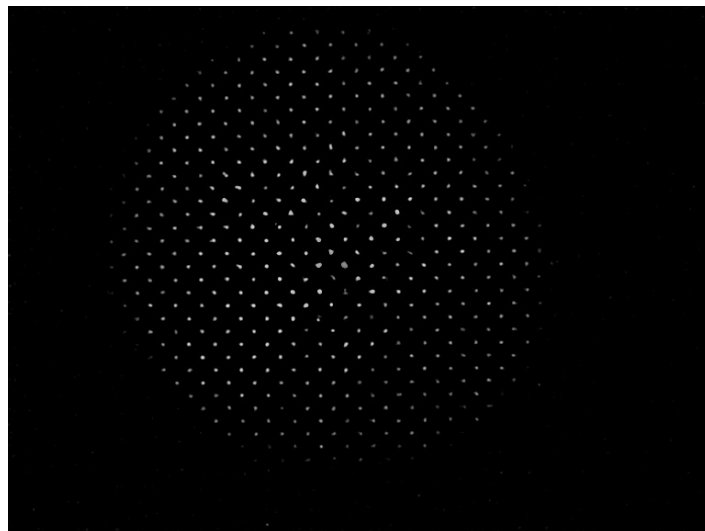


Figura 40. Imagen de HS final, resultante del proceso de filtrado.

### **Análisis de datos**

En el procesamiento de las imágenes de HS, el programa

calcula los valores de errores refractivos [ 57]. Se calcula el desenfoque y el error refractivo de astigmatismo. El error refractivo del astigmatismo viene dado por un valor esférico, uno cilíndrico y el eje del cilindro. Existe una propiedad del frente de onda que en este caso vale la pena enunciar; el valor esférico medio  $M$ . Este parámetro describe el valor medio del radio de curvatura sobre el frente de onda y se define como:

$$M = S + \frac{1}{2}C_{45^\circ} + \frac{1}{2}C_{0^\circ} \quad (19)$$

Ahora si los radios de las tres partes del frente de onda  $M$ , se expresan en dioptrías:

$$W_{Ast}(x, y) = -\frac{1}{2}S(x^2 + y^2) - \frac{1}{2}C_0 y^2 - \frac{1}{2}C_{45} \left( \frac{1}{\sqrt{2}}y - \frac{1}{\sqrt{2}}x \right)^2 \quad (20)$$

Los valores se expresan como negativos ya que el programa lo toma como el valor de las correcciones necesarias para compensar las aberraciones del frente de onda del ojo.

También se puede expresar un frente de onda astigmático con los polinomios de Zernike lo que resulta en:

$$\begin{aligned} W_{Ast \text{ Zernike}}(x', y') &= C_0 + C_1 \sqrt{4}(y') + C_2 \sqrt{4}(x') + C_3 2\sqrt{6}x'y' + C_4 \sqrt{3}(2x'^2 + 2y'^2 + 1) \\ &+ C_5 \sqrt{6}(x'^2 + y'^2) \end{aligned} \quad (21)$$

Dado que los coeficientes de Zernike son definidos en un círculo de radio unidad, las coordenadas  $x'$  e  $y'$  son coordenadas normalizadas.

Por último combinando las ecuaciones (20) y (21) y operando se pueden comparar término a término, llegando a las siguientes expresiones:

$$M = -\frac{C_4 4\sqrt{3}}{r_{pupila}} \quad (22)$$

$$C_{0^\circ} = -\frac{C_5 4\sqrt{6}}{r_{pupila}} \quad (23)$$

$$C_{45^\circ} = -\frac{C_3 4\sqrt{6}}{r_{pupila}} \quad (24)$$

$$C = -\sqrt{C_{0^\circ}^2 + C_{45^\circ}^2} \quad (25)$$

$$Eje = \tan^{-1}\left(\frac{C - C_{0^\circ}}{C_{45^\circ}}\right) \quad (26)$$

$$S = M - \frac{C}{2} \quad (27)$$

Estos son cálculos que hace el programa para obtener la potencia de la compensación para el frente de onda medido.

## Sistema de medición completo

A modo de síntesis de los sistemas desarrollados en este capítulo se presenta en la figura 41 un esquema del sistema de medición completo con la rama de doble paso, la correspondiente al HS y la de control pupilar.



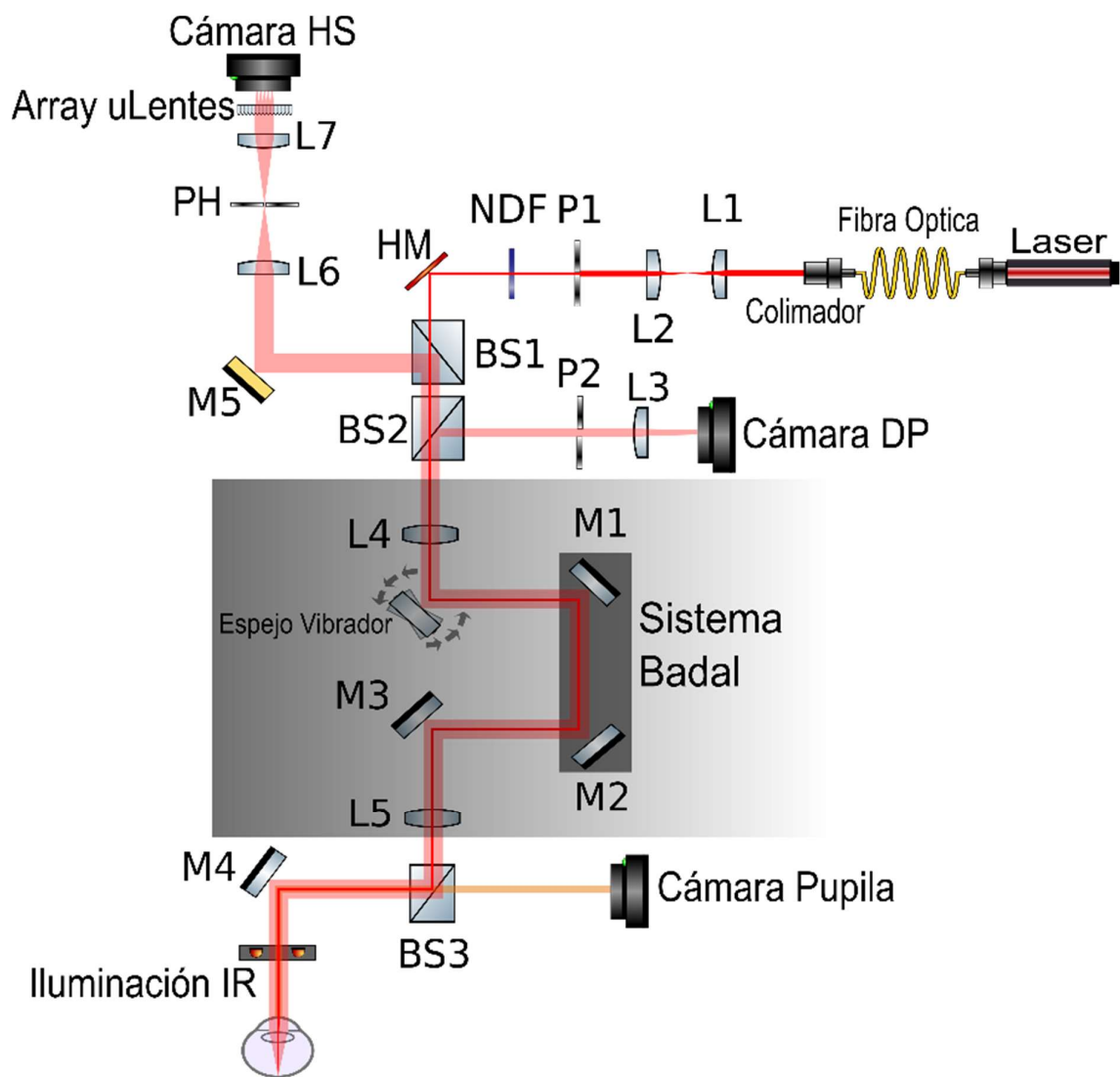


Figura 41. Esquema final del montaje desarrollado en el laboratorio para la medición de la calidad óptica del ojo, donde se muestran tanto la rama de DP como la del sensor de HS

## Referencias

- <sup>1</sup> M.F. Flamant, 'Etude de la répartition de lumière dans l'image rétinienne d'une fente', *Rev. Opt* 34 (1955): 433–59.
- <sup>2</sup> J.Santamaria, P. Artal, and J. Bescós, 'Determination of the point-spread function of human eyes using a hybrid optical-digital method' 4, no. 6 (June 1987): 1109–14.
- <sup>3</sup> M. Vilaseca, M. Arjona, J. Pujol, L. Issolio and J. Güell, 'Optical quality of foldable monofocal intraocular lenses before and after injection', *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 35 (2009): 1415–23, <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2009.03.022>.
- <sup>4</sup> P. Artal, 'Understanding Aberrations By Using Double-Pass Techniques', *Journal of Refractive Surgery* 16 (2000): 560–62.
- <sup>5</sup> F. Díaz-Doutón, A. Benito, J. Pujol, M. Arjona, J. L. Güell and P. Artal, 'Comparison of the Retinal Image Quality with a Hartmann-Shack Wavefront Sensor and a Double-Pass Instrument', *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 47.4 (2006), 1710–16 <<https://doi.org/10.1167/iovs.05-1049>>.
- <sup>6</sup> J. Pujol, M. Arjona, J. Arapa and V. Badia, 'Influence of Amount and Changes in Axis of Astigmatism on Retinal Image Quality', *J. Opt. Soc. Am. A* 15, no. 9 (September 1998): 2514–21.
- <sup>7</sup> M. Vilaseca, A. Padilla, J. C. Ondategui, M. Arjona, J. L. Güell and J. Pujol, 'Effect of laser in situ keratomileusis on vision analyzed using preoperative optical quality', *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 36 (2010): 1945–53, <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2010.05.029>.
- <sup>8</sup> P. Barrionuevo, E. Colombo, M. Vilaseca, J. Pujol and L. Issolio, 'Comparison between an objective and a psychophysical method for the evaluation of intraocular light scattering', *Journal of the Optical Society of America A* 29, no. 7 (July 2012): 1293–99.
- <sup>9</sup> P. Artal, A. Benito, G. M. Pérez, E. Alcón, A. De Casas, J. Pujol and J. M. Marín, 'An Objective Scatter Index Based on Double-Pass Retinal Images of a Point Source to Classify Cataracts', *PLoS ONE*, 6.2 (2011), e16823 <<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0016823>>.
- <sup>10</sup> A. Guirao, C. González, M. Redondo, E. Geraghty, S. Norrby and P. Artal, 'Average optical performance of the human eye as a function of age in a normal population', *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 40, no. 1 (January 1999): 203–13.
- <sup>11</sup> P. Artal and R. Navarro, 'Simultaneous Measurement of Two-Point-Spread Functions at Different Locations across the Human Fovea', *Applied Optics* 31, no. 19 (7 January 1992).
- <sup>12</sup> P. Artal, I. Iglesias, and N. López-Gil, 'Double-Pass Measurements of the Retinal-Image Quality with Unequal Entrance and Exit Pupil Sizes and the Reversibility of the Eye's Optical System', *JOSA A* 12, no. 10 (October 1995): 2358–66.
- <sup>13</sup> P. Artal, M. Susana, R. Navarro, D. Williams, 'Odd Aberrations and Double-Pass Measurements of Retinal Image Quality', *Journal of the Optical Society of America A* 12, no. 2 (February 1995): 195–201, <https://doi.org/10.1364/JOSAA.12.000195>.
- <sup>14</sup> R. Navarro and M.A. Losada, 'Phase transfer and point-spread function of the human eye determined by a new asymmetric double-pass method', *Journal of the Optical Society of America A* 12, no. 11 (November 1995): 2385–92.
- <sup>15</sup> R.B. Rabbets, *BENNETT & RABBETTS' Clinical VISUAL OPTICS*, 4th ed. (Portsmouth, UK: BUTTERWORTH HEINEMANN ELSEVIER, 2007).
- <sup>16</sup> D A. Atchison, A. Bradley, L.N. Thibos and G. Smith, 'Useful Variations of the Badal Optometer', *Optometry and Vision Science* 72, no. 4 (1995): 279–84.
- <sup>17</sup> V. Albanis, E. N. Ribak, and Y. Carmon, 'Reduction of speckles in retinal reflection', *Applied Physics Letters* 91, no. 54104 (2007), <https://doi.org/10.1063/1.2761835>.

- <sup>18</sup> S. Marcos, S. A. Burns, and J. C. He, 'Model for cone directionality reflectometric measurements based on scattering', *Journal of the Optical Society of America A* 15, no. 8 (August 1998): 2012–22.
- <sup>19</sup> J.W. Goodman, 'Some fundamental properties of speckle', *Journal of the Optical Society of America* 66, no. 11 (November 1976): 1145–50.
- <sup>20</sup> H. Hofer, P. Artal, B. Singer, J.L. Aragón and D.R. Williams, 'Dynamics of the eye's wave aberration', *Journal of the Optical Society of America A* 18, no. 3 (March 2001): 497–506.
- <sup>21</sup> C.E. García-Guerra, M. Aldaba, M. Arjona and J. Pujol, 'Speckle Reduction in Double-Pass Retinal Images Using Variable-Focus Lenses', *Journal of the European Optical Society Rapid Publications* 10, no. 15001 (2015): 1–6, <https://doi.org/10.2971/jeos.2015.15001>.
- <sup>22</sup> M. Aldaba, 'MEDIDA DE LA RESPUESTA ACOMODATIVA CON UN SISTEMA DE DOBLE PASO. APLICACIÓN AL ESTUDIO DE LA ACOMODACIÓN EN FUNCIÓN DE LA EDAD' (CD6, Universidad Politécnica de Cataluña, 2012).
- <sup>23</sup> J. Liang, B. Grimm, S. Goelz and J. F. Bille, 'Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wave-front sensor', *Journal of the Optical Society of America A* 11, no. 7 (July 1994): 1949–57.
- <sup>24</sup> X. Cheng, A. Bradley, X. Hong and L.N. Thibos, 'Relationship between refractive error and monochromatic aberrations of the eye', *Optometry and Vision Science* 80, no. 1 (January 2003): 43–49.
- <sup>25</sup> M.P. Paquin, H. Hamam, and P. Simonet, 'Objective measurement of optical aberrations in myopic eyes', *Optometry and Vision Science* 79 (2002): 285–91.
- <sup>26</sup> L.N. Thibos and X. Hong, 'Clinical applications of the Shack-Hartmann aberrometer', *Optometry and Vision Science* 76 (1999): 817–25.
- <sup>27</sup> K. Munson, X. Hong, and L.N. Thibos, 'Use of a Shack-Hartmann aberrometer to assess the optical outcome of corneal transplantation in a keratoconic eye', *Optometry and Vision Science* 78 (2001): 866–71.
- <sup>28</sup> T. Kuroda, T. Fujikado, N. Maeda, T. Oshika, Y. Hirohara and T. Mihashi, 'Wavefront analysis of higher-order aberrations in patients with cataract', *Journal of Refractive Surgery* 28 (2002): 438–44.
- <sup>29</sup> X. Hong and L.N. Thibos, 'Longitudinal evaluation of optical aberrations following laser in situ keratomileusis surgery', *Journal of Refractive Surgery* 16, no. S6 (2000): 47–50.
- <sup>30</sup> X. Hong, N. Himebaugh, and L.N. Thibos, 'On-eye evaluation of optical performance of rigid and soft contact lenses', *Optometry and Vision Science* 78 (2001): 872–80.
- <sup>31</sup> J. McKelvie, B. McArdle, and C. McGhee, 'The Influence of Tilt, Decentration, and Pupil Size on the Higher-Order Aberration Profile of Aspheric Intraocular Lenses', *Ophthalmology* 118 (2011): 1724–31.
- <sup>32</sup> B.C. Platt and R. Shack, 'History and principles of shack-hartmann wavefront sensing', *Journal of Refractive Surgery* 17 (2001): S573–77.
- <sup>33</sup> J. Liang, D. R. Williams, and D. T. Miller, 'Supernormal vision and high-resolution retinal imaging through adaptive optics', *Journal of the Optical Society of America A* 14, no. 11 (November 1997): 2884–92.
- <sup>34</sup> S. C. Schallhorn, A. A. Farjo, D. Huang, B. S. Boxer Wachler, W. B. Trattler, D. J. Tanzer, P. A. Majmudar and A. Sugar, 'Wavefront-Guided LASIK for the Correction of Primary Myopia and Astigmatism.', *Ophthalmology* 115, no. 7 (2008): 1249–61.
- <sup>35</sup> N. Maeda, T. Fujikado, T. Kuroda, T. Mihashi, Y. Hirohara, K. Nishida, H. Watanabe and Y. Tano, 'Wavefront Aberrations Measured with Hartmann-Shack Sensor in Patients with Keratoconus', *Ophthalmology* 109 (2002): 1996–2003.

- <sup>36</sup> G. D. Hastings, J. D. Marsack, L. C. Nguyen, H. Cheng and R. Applegate, 'Is an objective refraction optimised using the visual Strehl ratio better than a subjective refraction?', *Ophthalmic & Physiological Optics*, 2017, 1–9, <https://doi.org/10.1111/opo.12363>.
- <sup>37</sup> S. Schramm, P. Schikowski, E. Lerm, A. Kaeding, J. Haueisen and D. Baumgarten, 'Shack–Hartmann-Based Objective Straylight Assessment of the Human Eye in an Increased Scattering Angle Range', *Journal of Biomedical Optics* 21, no. 7 (July 2016): 76003.
- <sup>38</sup> S. Goelz, J. J. Persoff, G. D. Bittner, J. Liang, C.T. Hsueh and J. F. Bille, 'A new wavefront sensor for metrology of spherical surfaces', *SPIE* 1542 (1991): 502–11.
- <sup>39</sup> J. Liang and D. R. Williams, 'Aberrations and retinal image quality of the normal human eye', *Journal of the Optical Society of America A* 14, no. 11 (November 1997): 2873–83.
- <sup>40</sup> J. Porter, H. M. Queener, J. E. Lin, K. Thorn and A. Awwal, *Adaptive optics for vision science : principles, practices, design and applications* (New Jersey: Wiley-Interscience, 2006).
- <sup>41</sup> K.L. Baker and M.M. Moallem, 'Iteratively Weighted Centroiding for Shack-Hartmann Wave-Front Sensors', *Optics Express* 15, no. 8 (April 2007): 5147–59.
- <sup>42</sup> D. Malacara, *Optical Shop Testing Third Edition*, 3rd ed. (New Jersey: Wiley-Interscience, 2007).
- <sup>43</sup> D.A. Atchison, D.H. Scott, and M.J. Cox, 'Mathematical Treatment of Ocular Aberrations: A User's Guide', *OSA TOPS* 35 (2000): 110–30.
- <sup>44</sup> L. N. Thibos, R. Applegate, J. Schwiegerling, R. Webb and Standards Taskforce Members VSIA, 'Standards for Reporting the Optical Aberrations of Eyes', *Journal of Refractive Surgery* 18 (2002): S652–60.
- <sup>45</sup> L. Seifert, H.J. Tiziani, and W. Osten, 'Wavefront Reconstruction with the Adaptive Shack–Hartmann Sensor', *Optics Communications* 245 (2005): 255–69, <https://doi.org/10.1016/j.optcom.2004.09.074>.
- <sup>46</sup> G. Dai, 'Modified Hartmann-Shack Wavefront Sensing and Iterative Wavefront Reconstruction', *SPIE Adaptive Optics in Astronomy* 2201 (1994): 562–73.
- <sup>47</sup> X. Cheng, N. L. Himebaugh, P. S. Kollbaum, L. N. Thibos and A. Bradley, 'Validation of a Clinical Shack-Hartmann Aberrometer', *Optometry and Vision Science* 80, no. 8 (August 2003): 587–95.
- <sup>48</sup> J. Porter, A. Guirao, I.G. Cox and D.R. Williams, 'Monochromatic Aberrations of the Human Eye in a Large Population', *Journal of the Optical Society of America A* 18, no. 8 (August 2001): 1793–1803.
- <sup>49</sup> A. Guirao and D. R. Williams, 'A Method to Predict Refractive Errors from Wave Aberration Data', *Optometry and Vision Science* 80, no. 1 (January 2003): 36–42.
- <sup>50</sup> J. Martínez Rorda, 'Normalización de los resultados de calidad óptica ocular proporcionados por OQAS' (Universidad Politécnica de Cataluña, 2010).
- <sup>51</sup> A. Guirao and P. Artal, 'Off-Axis Monochromatic Aberrations Estimated from Double Pass Measurements in the Human Eye', *Vision Research* 39 (1999): 207–17.
- <sup>52</sup> P. Artal and R. Navarro, 'Monochromatic Modulation Transfer Function of the Human Eye for Different Pupil Diameters: An Analytical Expression', *Communications J. Opt. Soc. Am. A* 11, no. 1 (January 1994).
- <sup>53</sup> D. R. Williams, P. Artal, R. Navarro, M.J. McMahon and D. H. Brainard, 'Off-axis Optical Quality and Retinal Sampling in the Human Eye', *Vision Research* 36, no. 8 (1996): 1103–14, [https://doi.org/0042-6989\(95\)00182-4](https://doi.org/0042-6989(95)00182-4).
- <sup>54</sup> A. Jacopo, 'Optimisation-based wavefront sensorless adaptive optics for microscopy' (Technische Universiteit Delft, 2014).

<sup>55</sup> J. Antonello, ‘mshwfs: modal-shack-hartmann-wavefront-sensor toolbox’, *Jacopo Antonello Post-doctoral research scientist* (blog), 2017, <http://www.antonello.org/>.

<sup>56</sup> ‘Gnu.org’, html, GNU General Public License, 18 November 2016, <http://www.gnu.org/licenses/gpl-3.0.en.html>.

<sup>57</sup> D. A. Atchison, D. H. Scott, and W. N. Charman, ‘Hartmann–Shack technique and refraction across the horizontal visual field’, *Journal of the Optical Society of America A* 20, no. 6 ( 2003): 965–73.

# Capítulo 3. Determinación de una óptima imagen de doble paso usando operadores de foco

En los experimentos que se utilizan sistemas de DP, la calidad de la imagen registrada depende de tres factores principales: el tamaño de las pupilas de entrada y salida, la alineación relativa entre el haz láser de medición y la pupila natural, y el estado refractivo del observador [ <sup>1</sup>]. Esto representa un tema importante ya que se sabe bastante bien que la calidad óptica varía según diferentes elecciones de foco. Los montajes experimentales de DP presentan algún sistema para compensar el estado refractivo del sujeto como el optómetro de Badal con partes móviles [2, <sup>3</sup>] o el uso de lentes líquidos electro-ópticos [ <sup>4</sup>]. El optómetro tipo Badal posee tres ventajas: permite tanta vergencias negativas como positivas, la convergencia y el tamaño del objeto puede ser variado independientemente y presenta una relación lineal entre la posición del objeto y la vergencia del ojo en dioptrías [ <sup>5</sup>]. El optómetro de Badal solamente compensa errores refractivos, sin embargo la mayoría de los ojos humanos también presentan algún grado de astigmatismo, principalmente producido en la córnea, y aberraciones de alto orden que afectan la calidad óptica de la imagen retiniana. La cantidad de astigmatismo es igual a la

distancia en dioptrías entre los focos tangencial y sagital, por lo que en la práctica, la medida del astigmatismo involucra la determinación de las posiciones de las líneas focales en el plano de la retina [ 6]. Para obtener imágenes aéreas de DP con información sobre aberraciones de alto orden y difusión es necesario compensar los errores refractivos esféricos y cilíndricos [ 7].

En la literatura consultada de medidas con sistemas de DP existen diferentes métodos para detectar la mejor imagen. En algunos trabajos, la imagen óptima se detecta identificando el pico de intensidad de un set imágenes tomadas luego de un barrido del sistema de compensación [ 1, 8, 9] o buscando la imagen más definida en un monitor [ 10], en otros, se calculan algunos parámetros objetivos de calidad óptica sobre las imágenes [ 7, 11] y también se usó una combinación de los métodos nombrados anteriormente [ 5, 12]. Se puede clasificar estos métodos como objetivos, pero también se utilizó un método donde el sujeto reportaba cuando la imagen del haz láser se veía más nítida [ 13, 14, 15 ]. Algunos parámetros objetivos de calidad óptica como la razón entre el máximo de intensidad y el valor medio de intensidad de la imagen, la razón Strehl y el volumen bajo la MTF demostraron ser bastante útil en la práctica debido a su rápida implementación y corto tiempo de procesado [ 1, 16, 17]. Sin embargo, estas herramientas se utilizan solamente para determinar la corrección de la imagen con foco, mientras

que la corrección del astigmatismo requiere un proceso previo de evaluación para determinar el cilindro y el ángulo.

El desenfoque de un sistema óptico puede ser modelado por la convolución de la imagen formada por el sistema con cierta PSF. Cuando un sistema está desenfocado o fuera de foco, el contenido de alta frecuencias de la imagen disminuye y los bordes de las imágenes resultantes se vuelven más borrosos. Se han implementado una variedad de algoritmos basados en operadores de autofocus [ 18] en diferentes aplicaciones donde se necesita una imagen en foco. Los algoritmos basados en operadores de autofocus (AFO), por lo general, se basan en maximizar o minimizar alguna función que representa una figura de mérito devolviendo un valor del grado de foco de cada imagen [19]. Por su parte, el procedimiento más usado en la actualidad para encontrar la mejor imagen de DP se basa en el cálculo de un parámetro de calidad óptica.

En este capítulo se propone evaluar un conjunto de operadores de autofocus aplicados a imágenes de DP para determinar cuál es el más apto para detectar una imagen óptima comparado con los métodos tradicionales y evaluar su potencial para determinar las líneas de foco y el disco de menor confusión en ojos astigmáticos.



## **Métodos**

Para este experimento se utilizó solamente la rama de DP del sistema óptico experimental. Se capturaron conjuntos de imágenes en ojos naturales y en un ojo artificial con diferentes vergencias usando un optómetro Badal controlado vía software. En cada conjunto de imágenes se aplicaron operadores de autofocus y parámetros de calidad óptica. A continuación los resultados obtenidos se compararon para establecer que método presenta un mejor rendimiento a la hora de determinar una imagen óptima de DP durante el proceso de captura.

La rama de DP se configuró de manera asimétrica con una pupila de entrada (P1) de 1,5 mm y una pupila de salida (P2) de 4 mm ambas conjugadas con la pupila del ojo del sujeto [ <sup>3</sup>]. Esta configuración permite que las imágenes capturadas tengan información acerca de la aberraciones impares [1]. Una cámara monitorea la pupila para su correcta alineación durante las mediciones. La cámara de DP, la de pupila, la potencia del láser y el optómetro de Badal se controlan por una computadora usando el software diseñado a medida descrito en el capítulo anterior.

### **Operadores de foco**

Se seleccionaron un conjunto de 27 operadores de foco con distintos principios de funcionamiento. Los operadores seleccionados cubren todo el rango de familias de operadores propuesta por Pertuz et al 2013 [ <sup>18</sup>].

FAMILIA	OPERADOR
OPERADORES BASADOS EN GRADIENTES	<b><u>GDER: Derivada gaussiana</u></b> <b><u>TENG: Tennengrad</u></b> <b><u>TENV: Varianza Tennengrad</u></b> GRAE: Energía del gradiente GRAT: Gradiente umbral GRAS: Gradiente cuadrado
OPERADORES BASADO EN EL LAPLACIANO	LAPE: Energía del laplaciano LAPM: Laplaciano modificado LAPV: Varianza del laplaciano LAPD: Laplaciano diagonal
OPERADORES BASADO EN LA TRASNFORMADA DE ONDICULAS (WAVELETS)	WAVS: Suma de coeficientes WAVV: Varianza de coeficientes
OPERADORES BASADOS EN ESTADÍSTICOS	<b><u>GLVA: Varianza del nivel de gris</u></b> <b><u>GLLV: Varianza local del nivel de gris</u></b> <b><u>GLVN: Varianza normalizada del nivel de gris</u></b> HISE: Entropía del histograma <b><u>HISR: Rango del histograma</u></b>
OPERADORES BASADOS EN DCT	DCTE: Razón de energía DCTR: Razón reducida de energía
OPERADORES MISCELÁNEOS	ACMO: Momento central absoluto BREN: Brenner CONT: Contraste imagen CURV: Curvatura imagen HELM: Método media de Helmlí SFIL: Filtros orientables SFRQ: Frecuencia espacial <b><u>VOLA: Correlación Vollath</u></b>

Tabla 2. Operadores de foco agrupados en 6 familias según su principio de funcionamiento. Los operadores que cumplían con los requisitos para una buena implementación de autofocus [19] se presentan en negritas y subrayados.

Todos los operadores fueron evaluados según un análisis de sus respectivas curvas de foco, que son los valores devueltos por los operadores de foco de la secuencia de imágenes bajo estudio. En un primer experimento realizado utilizando un ojo artificial se seleccionaron 8 operadores que presentaron cualitativamente un comportamiento apto para una buena implementación de un sistema de autofocus, a saber: las curvas de focos debían ser monotónicamente decreciente

a medida que la distancia al plano focal aumenta, no tenían que presentar ninguna reversión de fase ni máximos locales y tenían que llegar a un pico estrecho en la posición de mejor foco [ 18]. Los operadores seleccionados fueron:

**Derivada Gaussiana (GDER):** este operador usa filtros diferenciales gaussianos de primer orden.

$$GDER = \frac{1}{MN} \sum_{x,y} [I(x,y) * Gx(x,y,\sigma)]^2 + [I(x,y) * Gy(x,y,\sigma)]^2 \quad (1)$$

donde  $I(x,y)$  es la intensidad de la imagen en nivel de gris en el pixel  $x,y$ .  $Gx$  y  $Gy$  son derivadas parciales de primer orden de la función gaussiana  $G(x,y,\sigma)$  en las direcciones  $x$  e  $y$  respectivamente y  $M \times N$  es el número total de pixeles en la imagen. En comparación con otros métodos de autofocus, este operador es robusto frente a factores como ruido, deslumbramiento, halos y polvo ambiental [ 20].

**Varianza del nivel de gris (GLVA):** calcula las variaciones de los niveles de grises entre los pixeles de la imagen. Las imágenes con mejor foco o más nítidas están asociadas con niveles elevados de varianza de grises mientras que las imágenes desenfocadas presentan poca varianza.

$$GLVA = \frac{1}{MN} \sum_{x,y} [I(x,y) - \mu]^2 \quad (2)$$

donde  $\mu$  es la media de la distribución de niveles de grises [ 21].

**Varianza local del nivel de gris (GLLV):** computa la

desviación estándar de un bloque de  $m \times n$  pixeles vecinos alrededor del pixel correspondiente ( $vl$ ). Luego se calcula la desviación estándar de la matriz resultante [ 22]. La medida del foco está dada por la varianza total obtenida de las varianzas locales.

$$GLLV = \frac{1}{MN} \sum_m^M \sum_n^N [vl(x,y) - \mu_l]^2 \quad (3)$$

donde  $\mu_l$  está dado por

$$\mu_l = \frac{1}{MN} \sum_m^M \sum_n^N vl(x,y) \quad (4)$$

**Varianza normalizada del nivel de gris (GLVN):** la desviación estándar (GLVA) se divide en la intensidad promedio de la imagen. Esta función compensa por la diferencia en el brillo promedio entre imágenes [ 23].

$$GLVN = \frac{1}{MN\mu} \sum_M^M \sum_N^N [I(i,j) - \mu]^2 \quad (5)$$

**Rango de histograma (HISR):** evalúa la diferencia entre el valor de intensidad máximo y mínimo de los valores del histograma. Si  $H$  es el histograma de la imagen  $H_k$  es el número de pixeles que tienen la intensidad  $K$  y:

$$HISR = \max(k|H_k > 0) - \min(k|H_k > 0) \quad (6)$$

A medida que el foco de la imagen mejora, el rango del histograma aumentan [ 24].

**Tennengrad (TENG):** esta función realiza una convolución de la imagen con un operador Sobel, después suma los cuadrados de los componentes del vector gradiente y devuelve el

promedio resultante. Este método estima la magnitud del gradiente en cada punto de la imagen y suma los valores mayores a cierto umbral. En este experimento no se usó ningún umbral [ <sup>21</sup>, <sup>25</sup>].

$$TENG = \sum_M \sum_N T[g(x,y)] \quad (7)$$

$$T[g(x,y)] = G_x^2(x,y) + G_y^2(x,y) \quad (8)$$

**Varianza Tennengrad (TENV):** basado en la misma operación del operador TENG solamente que devuelve la desviación estándar [ <sup>22</sup>].

$$TENV = \sum_M \sum_N \{T[g(x,y)] - \bar{T}\}^2 \quad (9)$$

$$\bar{T} = \frac{1}{MN} \sum_M \sum_N T[g(x,y)] \quad (10)$$

**Correlación Vollath (VOLA):** es un operador basado en la función de autocorrelación establecida por Vollath, y presenta un buen rendimiento con la presencia de ruido [ <sup>26</sup>].

$$VOLA = \frac{1}{MN} \sum_M \sum_N [A(x,y)] \quad (11)$$

donde la matriz A viene dada por:

$$A(x,y) = \sum_x^{M-1} \sum_y^N I(x,y) * I(x+1,y) - \sum_x^{M-2} \sum_y^N I(x,y) * I(x+2,y) \quad (12)$$

Cada AFO fue aplicado en toda la imagen (768x576 pixeles) en cada pixel excepto en los operadores GDER y GLLV en donde se usó una ventana específica. Se realizó un estudio previo y se concluyó que el tamaño óptimo de ventana que

maximiza el valor de pico en ambos operadores es de 25x25 píxeles.

Adicionalmente, se analizaron tres parámetros de calidad óptica (OQP) usados en sistemas de DP [ <sup>1</sup>] y en sistemas ópticos en general [ <sup>26</sup>]:

**Razón entre el máximo y la media (MAVE):** detecta el valor máximo de la imagen y lo divide en el nivel medio de gris de la imagen. Se usa comúnmente en sistemas de DP [ <sup>1</sup>].

**Nivel máximo del nivel de gris (MAXI):** el máximo valor de gris de la imagen de DP también se usa en la literatura como un parámetro de la calidad de la imagen [ <sup>1</sup>].

**Volumen bajo la MTF (VMTF):** computa el volumen delimitado por la superficie en 2 dimensiones de la función de modulación de transferencia en un espacio tridimensional [ <sup>26</sup>].

### **Procedimiento Experimental**

Los AFO y OQP se aplicaron a imágenes capturadas con la rama de DP del set experimental en las siguientes condiciones: un ojo artificial emétrope formado por dos lentes convergentes con una potencia óptica de 60 D y una superficie plana y rugosa formada por un papel difusor negro que hace la veces de retina, un ojo artificial con inducción de astigmatismo del tipo "con la regla" y "contra la regla" [ <sup>27</sup>] (-1D, -0,75D, 1D, 0,75D a 90°), 13 ojo de sujetos voluntarios de entre 26 y 40 años sin la presencia de

astigmatismo y 6 ojos de sujetos voluntarios con astigmatismo moderado ( $-1,5 \text{ D} < \text{AST} < 1,25\text{D}$ ). La corrección refractiva de los 19 sujetos fue determinada de su prescripción de rutina. Las prescripciones fueron realizadas por un médico oftalmólogo a través de una refracción subjetiva usando una carta de Snellen y lentes de prueba, previamente se analiza objetivamente el ojo bajo estudio con un autorefractómetro. A cada voluntario se le explicó el objetivo del estudio y se realizó un consentimiento escrito siguiendo los principios de la Declaración de Helsinki.

Un conjunto de 15 imágenes áreas de  $768 \times 657$  píxeles con una profundidad de 8 bits fue adquirido en cada ojo evaluado. Las imágenes se tomaron cada  $0,2 \text{ D}$  usando un optómetro Badal que tiene un rango de  $3,2 \text{ D}$  que va desde  $-1,7\text{D}$  hasta  $1,5\text{D}$ . Cada imagen resultante es un promedio de 6 imágenes con un tiempo de exposición medio de 140 mseg. El experimentador controlaba los movimientos del Badal y la captura de imágenes a través de un software diseñado a medida. No se controló la acomodación y las medidas se realizaron con pupila natural y en condiciones de iluminación ambiente bajas. Se usó una mentonera para fijar a cabeza del sujeto y así facilitar el centrado de la pupila, mientras que un punto láser se utilizó como test de fijación. El centro de la pupila fue alineado entre cada medida y se les indicaba a los sujetos que parpaddeen justo antes de cada toma.

## **Análisis de los datos**

Las curvas de foco son gráficas que representan el valor devuelto de un operador de foco en función de la vergencia. Se obtuvieron curvas de foco para cada uno de los 27 operadores seleccionados y para los tres parámetros de calidad óptica. El software utilizado para la adquisición de imágenes fue el descrito en el capítulo 2. El máximo valor de cada curva de foco se corresponde con la imagen con mejor foco. Para implementar un buen método de autofocus en un sistema, los valores generados por los operadores deberían alcanzar un máximo en la posición focal correcta, ser monótonamente decreciente a medida que la distancia al plano focal aumenta sin presentar ninguna reversión de fase o falso máximo y alcanzar un pico bien marcado en la posición de mejor foco para lograr una máxima sensibilidad [ 23]. Considerando lo mencionado anteriormente, los 27 operadores de foco presentado en la Tabla 2 fueron analizados cualitativamente y se seleccionaron 8 que fueron los que reunían las condiciones para realizar una buena implementación de autofocus. Para evaluar cuantitativamente cada AFO y OQP en el ojo el artificial se ajustó una función gaussiana a cada curva de foco:

$$y = y_0 + (A/w \sqrt{\frac{\pi}{2}}) \exp(-2(x - x_c)/w^2) \quad (13)$$

A partir de la misma se determinó el ancho total a mitad del máximo (FWHM). A menor valor de FWHM, es más fácil



la detección del pico máximo para una posible implementación de autofocus. [ <sup>22</sup>, <sup>23</sup>]. En la situación de ojos de sujetos, nunca se pudo lograr un buen ajuste con curvas gaussianas, y por lo tanto, se propuso un índice de máxima discriminación (MD) para cuantificar el poder de detección de máximo valor de cada AFO y OQP. Este índice o parámetro se calculó como la razón entre la diferencia del valor máximo de foco y el valor de las posiciones adyacentes al máximo, y la menor variación en dioptrías del Badal (0,2D). Como las curvas analizadas no son simétricas alrededor del máximo, se calculó un valor medio entre las dos pendientes. Los operadores de foco se evaluaron en imágenes aéreas de DP obtenidas en ojos artificiales con lentes cilíndricos y en sujetos con ojos con astigmatismo. Se obtuvieron las respuestas de cada AFO y OQP induciendo un astigmatismo de -0,75 D, -1 D, 0,75 D y 1 D en el ojo artificial. Se determinó la diferencia en dioptrías de las posiciones de cada línea focal que se identificó como la magnitud del astigmatismo. Para este cálculo, primero se detectaba la vergencia de la imagen que presentaba una apariencia más circular o la vergencia donde la orientación de las imágenes cambiaba. Luego, se creaban dos subgrupos de imágenes teniendo en cuenta la vergencia detectada anteriormente como corte. De cada subgrupo se detectaba el valor máximo de cada curva de foco obtenida de los AFO y de los OQP. Finalmente, la magnitud del astigmatismo se computa como la diferencia entre las

vergencias de los máximos de cada subgrupo ( $F_1$ ,  $F_2$ ).

Se realizó un ajuste lineal entre el la magnitud del astigmatismo inducido y el medido en el ojo artificial. En los ojos con astigmatismo se identificó la vergencia correspondiente al mínimo de la curva de foco entre los dos máximos (principal y secundario) como el disco de menor confusión (Gra) y también se calculó (Com) la vergencia teórica del disco de menor confusión a partir de las líneas focales detectadas como:

$$\frac{1}{2}(F_1 + F_2) \quad (14)$$

Para comparar estos valores se realizó una suma de mínimos cuadrados de la diferencia entre ellos.

Se calculó una media del índice MD en los 19 ojos de los sujetos evaluados para cada curva de foco obtenida, junto con un ANOVA y una prueba de Tukey. Para el ojo artificial con astigmatismo inducido y para los ojos con astigmatismo, el índice MD se calculó para cada máximo principal y secundario de la curva de foco. Se realizó un ANOVA y un test de Tukey considerando el índice MD para el total de los máximos (principal y secundario). También se calculó la diferencia media de los valores de astigmatismo subjetivo (obtenidos mediante la determinación de la agudeza visual) y los derivados de los AFO en los ojos de los sujetos con astigmatismo.

## Resultados

Se estudiaron distintos operadores de foco en imágenes aéreas de DP variando el nivel de foco con un optómetro Badal. En la Figura 40 se grafican los datos obtenidos de un ojo artificial emétrope mostrando las curvas foco a partir de los ocho AFO (a) y de los tres OQP (b).

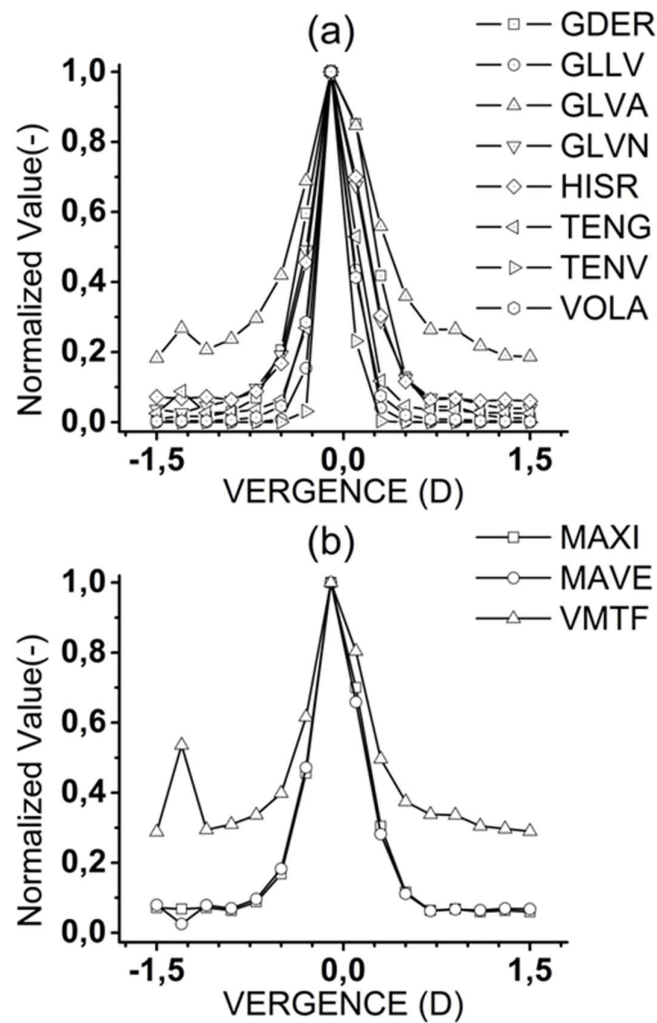


Figura 40. Curvas de foco obtenida para el ojo artificial (a) operadores de foco (b) parámetros de calidad óptica.

No se encontraron diferencias en la imagen detectada con mejor foco entre los AFO y los OQP. Los valores FWHM para los AFO (negro) y los OQP (gris) se presentan en la Figura 41 mostrando que los operadores TENV (0,21) y GLLV (0,29) son los que presentan menores valores.

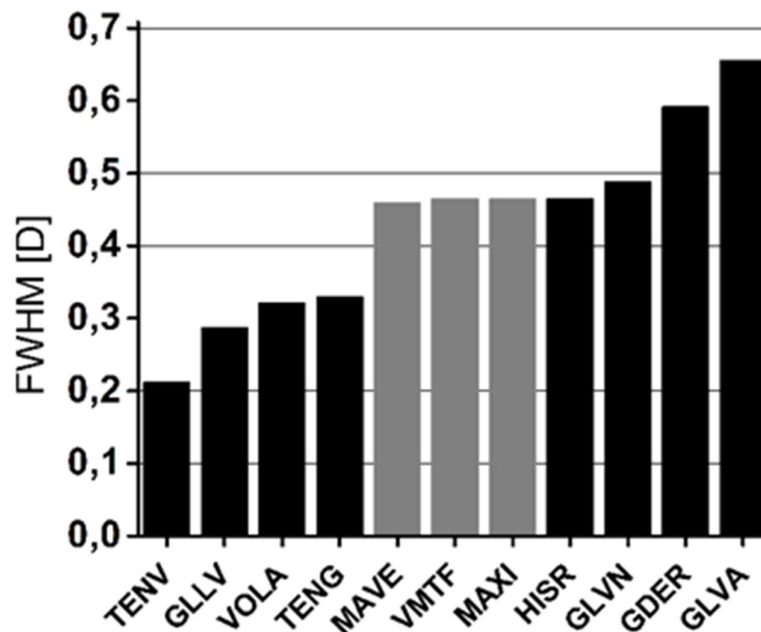


Figura 41. Ancho total a mitad del máximo (FWHM) de los operadores de foco (negro) y de los parámetros de calidad óptica (gris) obtenidos a partir de las curvas de foco ajustando una función gaussiana de un ojo artificial emétrope.

En la Figura 42 se grafican las curvas de foco obtenidas de ojos de sujetos sin astigmatismo; todas las curvas muestran una forma similar. Se nota que en este tipo de curvas no es posible realizar un ajuste con funciones gaussianas, por lo que se calculó el índice de máxima discriminación propuesto. Con un análisis ANOVA se muestra que no hay diferencias significativas entre la mejor imagen

obtenidas con los AFO y las que se consiguen con los OQP ( $F_{23, 432}=1,01$ ,  $p=0,45$ ). Las diferencias máximas en vergencias detectadas fueron de 0,2 D, menor a 0,25D que usualmente se toma como la unidad para las compensaciones oftálmicas en clínica.

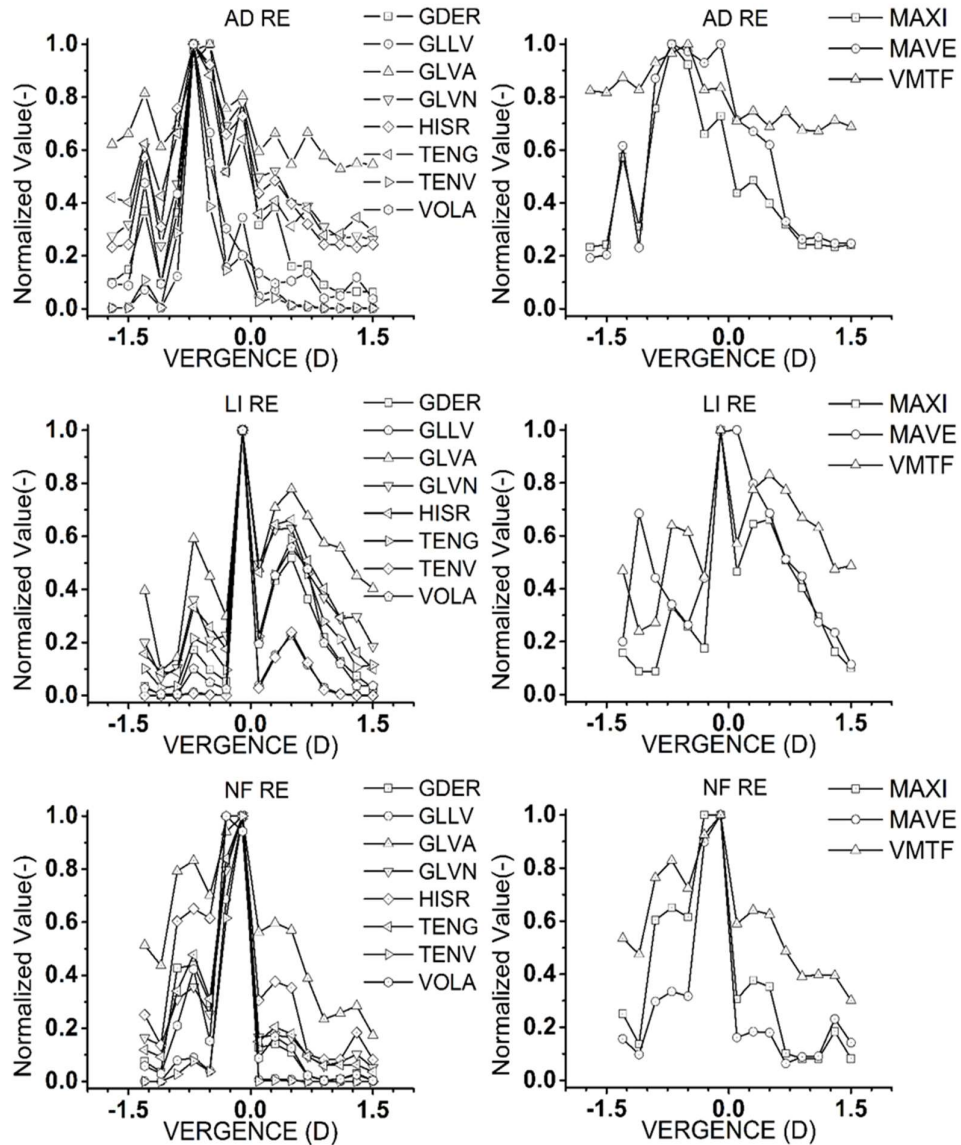


Figura 42. Curvas de foco de obtenidas de ojos de sujetos sin astigmatismo. Operadores de foco (a) y parámetros de calidad óptica (b) aplicados a imágenes de DP. Los valores de los operadores y parámetros están normalizados.

Se calculó y graficó (Figura 43) el promedio del parámetro MD para cada AFO y OQP en los 19 ojos evaluados.

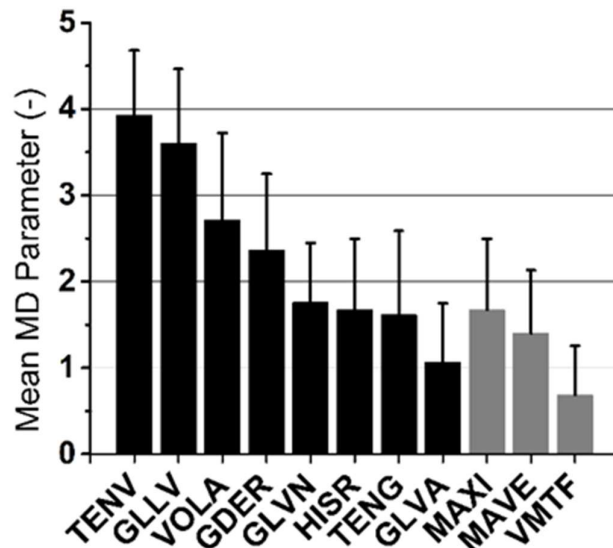


Figura 43. Promedio del parámetro MD para cada AFO (negro) y OQP (gris) en los 19 ojos evaluados. La barra de error representa 1 desviación estándar.

Los valores de MD fueron analizados mediante un ANOVA presentando diferencias estadísticas significativas ( $F_{10, 198} = 29,92$ ,  $p < 0,0001$ ) y los operadores que presentaron un mayor valor fueron TENV (3,92 [SD 0,75]) y GLLV (3,60 [SD 0,86]). Se calcularon las diferencias entre la refracción medida y las obtenidas usando TENV y MAVE, y luego se realizó una comparación entre TENV y la refracción medidas (Diferencia media = 0,26 [SD 0,25]) y entre MAVE y la refracción (Diferencia media = 0,32 [SD 0,25]) y no se encontraron diferencias significativas ( $F_{1, 24} = 0,39$ ,  $p = 0,54$ ). Las curvas de foco obtenidas de un ojo artificial con astigmatismo inducido se presentan en la Figura 44. Las curvas que se corresponde a GDER, HISR, VOLA y MAXI no se

muestran porque fallaron en la detección de las líneas focales o porque la magnitud del astigmatismo obtenido a partir de ellas fue 0,5 D mayor que el astigmatismo inducido.

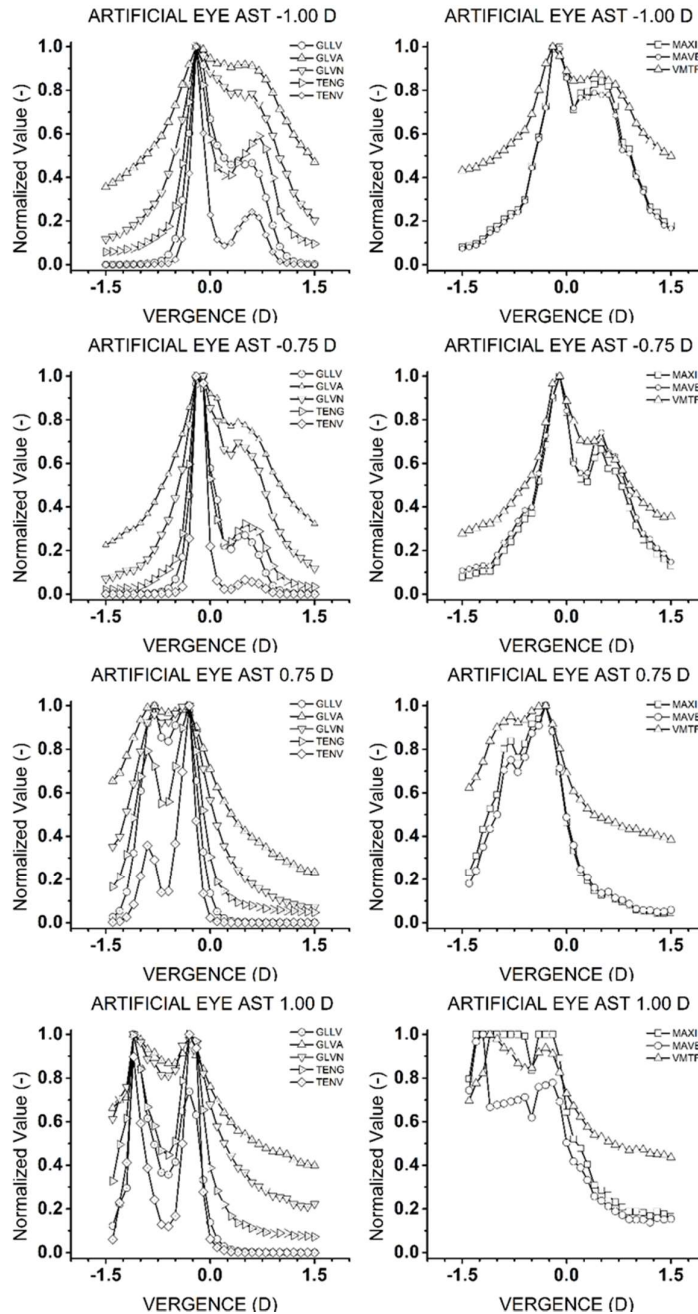


Figura 44. Curvas de foco obtenidas a partir de un ojo artificial con astigmatismo inducido. En el margen izquierdo se encuentran las curvas de foco correspondientes a los AFO y a la derecha la de los OQP.

En la Figura 45, a continuación, se gráfica los valores de magnitud obtenidos versus el astigmatismo inducido junto con un ajuste lineal de los datos. Las pendientes de las rectas ajustadas a TENG y a TENV fueron las más cercanas a -1 ( $-0,856$  [SD  $0,01$ ] y  $-0,824$  [SD  $0,03$ ] respectivamente,  $R^2 > 0,99$ ).

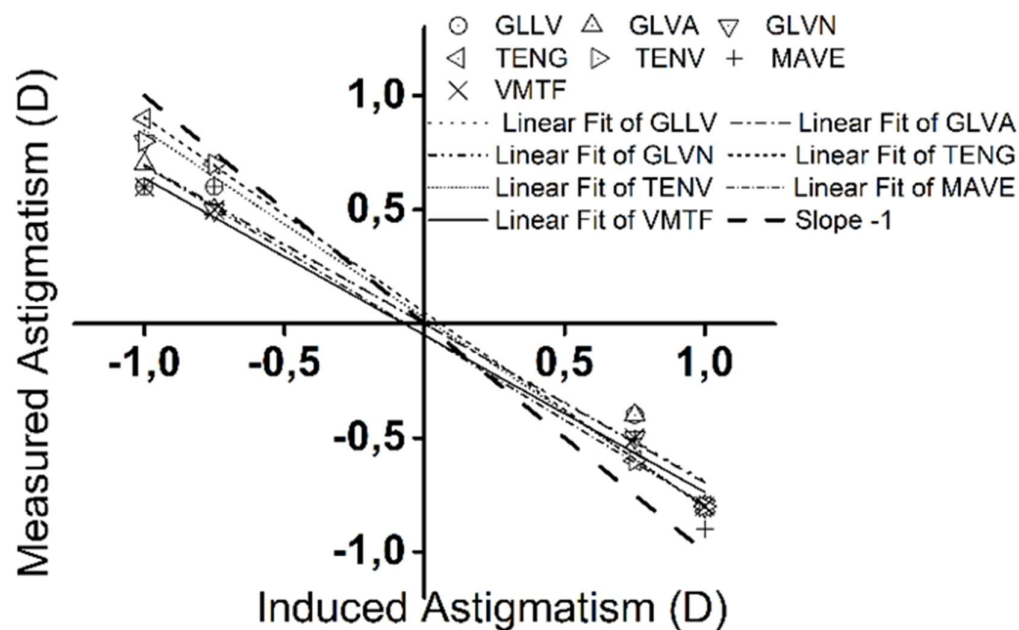


Figura 45. Ajuste de una línea recta de los valores medidos de magnitud de astigmatismo obtenidos de un ojo artificial y graficados versus los valores inducidos de astigmatismo.

Una línea recta con pendiente -1 se grafica como referencia.

En la figura 46 se muestran los valores del índice MD obtenidos para los máximos principales y secundarios en un ojo artificial. Un estudio ANOVA realizado demuestra que hay diferencias estadísticas significativas en el índice MD cuando los AFO y los OQP son comparados ( $F_{6, 49} = 4,97$ ,  $p =$



0,0005). El operador TENV presenta el máximo valor de MD (2,65 [SD 1,88]). Un análisis post-hoc de Tukey reveló que el operador TENV tiene mayor valor de MD que cualquier otro OQP analizado en este trabajo (MAVE vs TENV  $p = 0,02$ , VMTF vs TENV  $p = 0,001$ ).

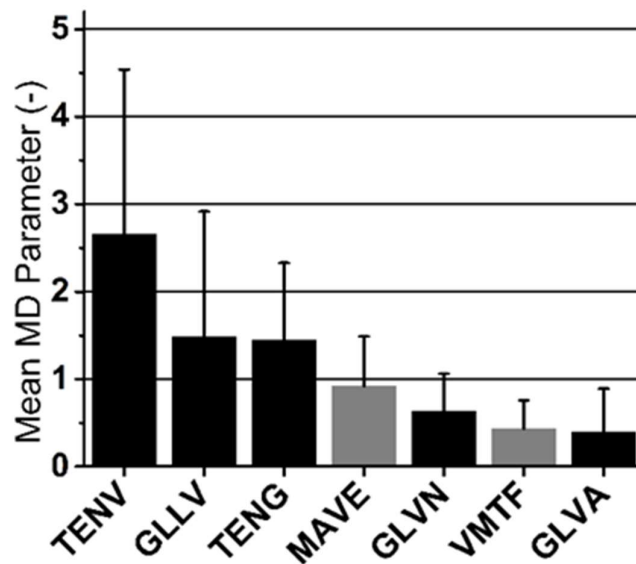


Figura 46. Parámetro MD obtenido para ambos máximos (principal y secundario) de las curvas de foco de un ojo artificial con astigmatismo inducido. En negro se presentan los AFO y en gris los OQP. La barra de error representa 1 desviación estándar.

Las curvas de foco obtenidas de 6 sujetos con astigmatismos son graficadas en la Figura 47. Solamente se muestran los operadores TENG, TENV y GLLV. Las gráficas sugieren que TENV y GLLV son más adecuadas que el operador TENG para la detección de los picos en los ojos con astigmatismo. Se puede llegar a la misma conclusión observando la Figura 48.

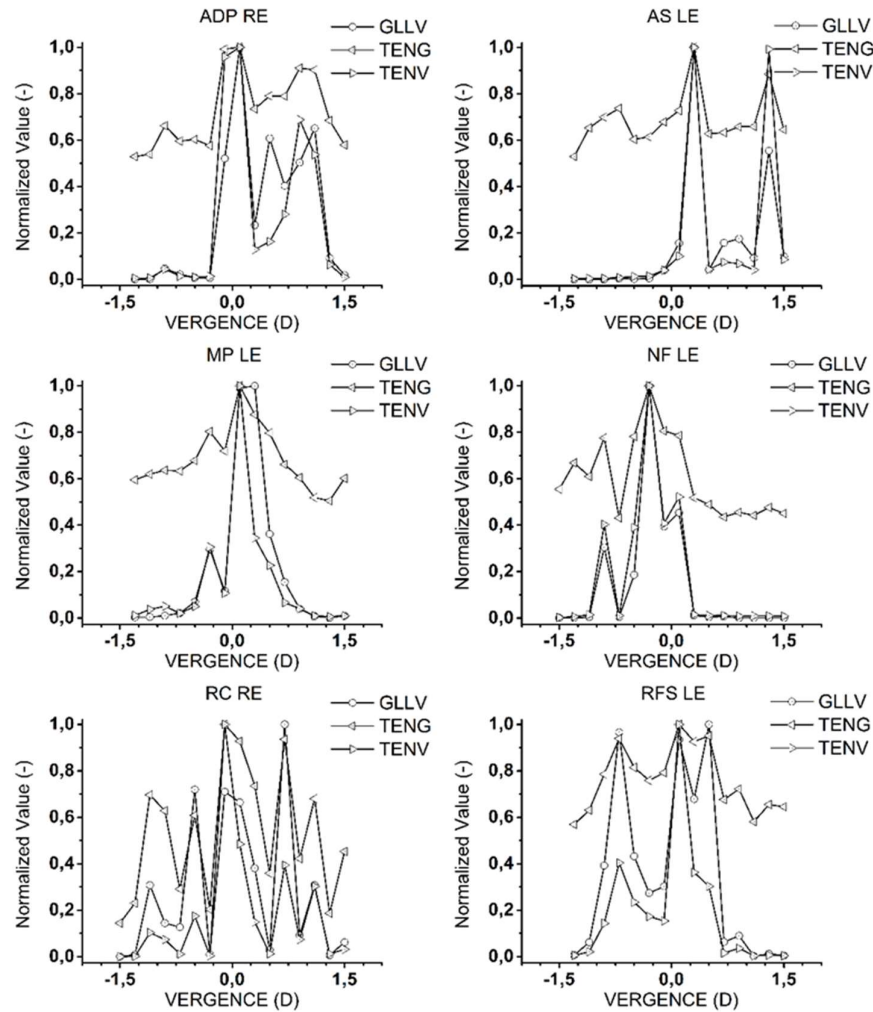


Figura 47. Curvas de foco de ojos con astigmatismo obtenidas con los operadores TENV, TENG y GLLV.

Analizando cada máximo por separado con respecto al parámetro MD se encuentran diferencias significativas en cuanto al máximo principal ( $F_{3, 20} = 12,01$ ,  $p < 0,0001$ ) y TENV presenta el mayor valor. La diferencia media entre los valores de magnitud de astigmatismo determinados por los operadores TENV, GLLV y TENG y los valores obtenidos por refracción no presentan diferencias ( $F_{2, 15} = 1,00$ ,  $p = 0,39$ ).

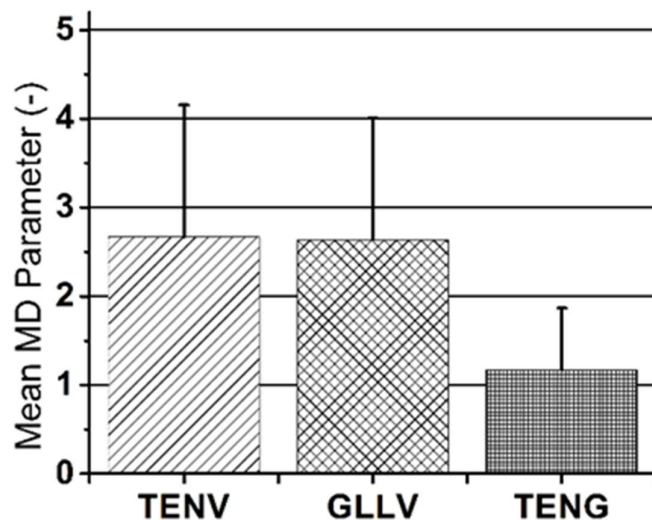


Figura 48. Promedio del parámetro MD obtenido de las curvas de focos de los operadores TENV, GLLV y TENG aplicados a imágenes de DP de ojos con astigmatismo. La barra de error representa 1 desviación estándar.

La vergencia del disco de menor confusión determinada a partir de los operadores de foco se presenta en la Tabla 3. Los datos de las columnas con los valores gráficos (Gra) fueron obtenidas del mínimo de la curva de foco entre los dos máximos (principal y secundario) detectados, mientras que las columnas con los valores calculados (Com) se computaron como la vergencia promedio entre los máximos principales y secundarios detectados. Un análisis basado en la suma de mínimos cuadrados indica que las diferencias entre los valores de vergencia del círculo de menor confusión son menores en el caso de los valores calculados que los obtenidos gráficamente, lo que muestra que el método del cálculo del círculo de menor confusión es más preciso que el método gráfico.

Sujetos	TENG		TENV		GLLV	
	Gra	Com	Gra	Com	Gra	Com
RC RE	0,5	0,3	0,5	0,3	-0,3	0,1
ADP RE	0,3	0,6	0,3	0,6	0,3	0,6
RFS LE	0,3	-0,3	-0,1	-0,3	-0,3	-0,1
MP LE	0,3	-0,1	0,3	-0,1	0,3	0,0
NF LE	0,1	0,0	-0,1	0,0	0,5	0,3
AS LE	0,5	0,8	1,1	0,8	0,5	0,8

Tabla 3. Valores de vergencia del disco de menor confusión obtenidos de las curvas de foco de los operadores TENG, TENV y GLLV mediante un método gráfico (Gra) y mediante un método de cálculo (Com).

## Conclusión

En este capítulo se evaluó el uso de diferentes operadores de focos para determinar la mejor imagen de DP. El proceso se llevó a cabo a partir de un conjunto de imágenes aéreas que se obtuvieron de un barrido del sistema de compensación en distintas vergencias. La elección de la mejor imagen es crítica, ya que sobre ella se realiza el procesamiento posterior para determinar las distintas métricas de calidad óptica. Si bien los operadores de foco y los algoritmos de autofocus se usan desde hace mucho tiempo en variados campos de la ingeniería y la ciencia, como en la microscopia y el análisis de imágenes, no encontramos aplicaciones de estos operadores a imágenes de DP.

Se analizaron un conjunto inicial de 27 operadores de foco en un ojo artificial y fueron seleccionados 8 de ellos que reunieron las condiciones necesarias para lograr una buena implementación de autofocus. Los seleccionados incluyen operadores basados en el gradiente, en estadísticos y en

autocorrelación.

Las imágenes de DP fueron medidas en un ojo artificial con y sin astigmatismo, y en 19 ojos de sujetos voluntarios con diferentes estados refractivos. Durante las mediciones no se aplicaron ningún tipo de gotas ni para dilatar la pupila ni para paralizar acomodación, las tomas de datos se realizaron con pupila natural y en bajo niveles de iluminación. Las adquisiciones de las imágenes no se realizaron bajo óptimas condiciones, lo que indica que los operadores evaluados fueron robustos a cualquier ruido o reflejo presente, que son bastantes comunes en este tipo de montajes ópticos.

Analizando los valores de ancho total a mitad del máximo (FWHM) obtenidos de un ojo artificial emétrope se determinó que 4 de los operadores de foco (TENV, GLLV, VOLA y TENG en orden de mérito) tienen un mejor rendimiento que los parámetros de calidad óptica. Se propuso un índice para evaluar el rendimiento de los operadores de foco y los parámetros de calidad óptica en ojos reales, ya que en estos casos no es una buena estrategia ajustar una función gaussiana. Los resultados muestran que los operadores TENV, GLLV y VOLA presentan el mayor rendimiento, lo que ya no sucede con el operador TENG que hasta ese momento tenía buenos rendimientos (mientras mayor es el índice mejor es el rendimiento). Además, en esta evaluación los parámetros de calidad óptica tuvieron un rendimiento inferior de al menos

6 operadores de foco. Cuando se obtuvo el índice MD de las curvas de foco obtenidas de ojos con astigmatismo, de nuevo TENV y GLLV presentaron la mejor respuesta para detectar los máximos, y junto con TENG fueron los que mostraron una mayor discriminación que los OQP para detectar los máximos de la curva. El análisis global muestra que el operador TENV presenta el mejor rendimiento en todas las condiciones evaluadas, mientras que el operador GLLV también puede ser una opción confiable. Los operadores de foco determinan un factor de mérito sin tener en cuenta el tipo de aberración que el ojo presente, y es muy probable que las curvas de foco que se obtienen de ojos altamente aberrados presentes picos menos pronunciados. Esto puede llevar a mayores errores en la determinación del índice MD, por lo que sería necesario estudiar este tipo de población para extender la utilidad de los operadores propuestos aquí. Además, sería deseable realizar más estudios para evaluar la exactitud y precisión para detectar o calcular el valor de vergencia del disco de menor confusión.

Los operadores de foco pueden ser fácilmente implementados para obtener resultados en tiempo real, también pueden reducir ambigüedades al usar métodos tradicionales para detectar la mejor imagen de DP, presentando una mayor sensibilidad para discriminar máximo.

## Referencias

- <sup>1</sup> A. Guirao, C. González, M. Redondo, E. Geraghty, S. Norrby and P. Artal, “Average optical performance of the human eye as a function of age in a normal population”, *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, 40, 203-213, (1999).
- <sup>2</sup> P. Artal, S. Marcos, R. Navarro and D.R. Williams, “Odd aberrations and double-pass measurements of retinal image quality”, *J. Opt. Soc. Am. A*, 12, 195-201, (1995).
- <sup>3</sup> P. Artal, I. Iglesias and N. López-Gil, “Double-pass measurements of the retinal-image quality with unequal entrance and exit pupil sizes and the reversibility of the eye’s optical system”, *J. Opt. Soc. Am. A*, 12, 2358-2366, (1995).
- <sup>4</sup> F. Sanábria, F. Díaz-Doutón, M. Aldaba and J. Pujol, “Spherical refractive correction with an electro-optical liquid lens in a double-pass system”, *J. Europ. Opt. Soc. Rap. Public*, 8, doi:10.2971/jeos.2013.13062, (2013).
- <sup>5</sup> D.A. Atchison, A. Bradley, L. N. Thibos and G. Smith. “Useful variations of the badal optometer”, *Optometry Vision Science*, 72, 279-284, (1995).
- <sup>6</sup> W.N. Charman. “Optics of the human eye”, in Visual optics and instrumentation, J. Cronly Dillon ed. (CRC Press: Boca Raton, 1991), pp. 1-26.
- <sup>7</sup> P. Artal, A. Benito, G.M. Pérez, E. Alcon, A. De Casas, J. Pujol and J. M. Marín, “An objective scatter index based on double-pass retinal images of a point source to classify cataracts”, *PLoS One*, 6, e16823. doi:10.1371/journal.pone.0016823, (2011).
- <sup>8</sup> D.R Williams, P. Artal, R. Navarro, M.J. McMahon and D.H. Brainard, “Off-axis optical quality and retinal sampling in the human eye”, *Vision Res.*, 36, 1103-1114, (1996).
- <sup>9</sup> J. Pujol, M. Arjona, J. Arasa and V. Badia, “Influence of amount and changes in axis of astigmatism on retinal image quality”, *J. Opt. Soc. Am. A*, 15, 2514-2521, (1998).
- <sup>10</sup> P. Artal, M. Ferro, I. Miranda and R. Navarro, “Effects of aging in retinal image quality” *J. Opt. Soc. Am. A*, 10, 1656-1662, (1993).
- <sup>11</sup> F. Díaz-Douton, A. Benito, J. Pujol, M. Arjona, J.L. Güell and P. Artal, “Comparison of the retinal image quality with Hartmann-Shack Wavefront Sensor and a Double-pass Instrument”, *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* 2006; 47, 1710-1716. doi: 10.1167/iovs.05-1049
- <sup>12</sup> P. Artal, S Marcos, I. Iglesia and D.G Green, “Optical modulation transfer and contrast sensitivity with decentered small pupils in the human eye”, *Vis. Res.*, 36, 3575-3586, (1996).
- <sup>13</sup> J. Kraskouff, “Ligth distribution in human retinal images”, *J. Opt. Soc. Am.*, 52, 1046-1050, (1962).
- <sup>14</sup> F.W. Campbell and R.W. Gubisch, “Optical quality of the human eye”, *J. Physiol.*, 186, 558-578, (1966).
- <sup>15</sup> Ai-Lian Hu, Li-Ya Qiao, Ye Zhang, Xiao-Gu Cai, Lei Li and Xiu-Hua Wan, “Reproducibility of optical quality parameters measured at objective and subjective best focuses in a double-pass system”, *Int. J. Ophthalmol.*, 8, 1043-1050, (2015)
- <sup>16</sup> M. Aldaba, M. Vilaseca, F. Díaz-Doutón, M. Arjona and J. Pujol, “Measuring the accommodative response with a double-pass system: Comparison with the Hartmann-Shack technique”, *Vision Res.*, 62, 26-34, (2012).
- <sup>17</sup> J.A.M. Jennings and W.N. Charman, “Off-axis image quality in the human eye”, *Vision Res.*, 21, 445- 455, (1980).
- <sup>18</sup> S. Pertuz, D. Puig and M.A García, “Analysis of focus measure operators for shape-from-focus”, *Pattern Recognition*, 46, 1415–1432, (2013).
- <sup>19</sup> F.C.A. Groen, I.T. Young and G. Ligthart, “A comparison of different focus functions

for use in autofocus algorithms”, *Cytometry*, 6, 81-91, (1985).

<sup>20</sup> J.M. Geusebroek, F. Cornelissen, A.W.M. Smeulders and H. Geerts, “Robust Autofocusing in Microscopy”, *Cytometry*, 39, 1–9, (2000)

<sup>21</sup> E. Krotkov, “Focusing\*”, *International Journal of Computer Vision*, 1, 223-237, (1987).

<sup>22</sup> J.L Pech-Pacheco, G. Cristobal, J. Chamorro-Martinez and J. Fernández-Valdivia, “Diatom autofocus in brightfield microscopy: a comparative study” in *Proceedings of 15th International Conference on Pattern Recognition*, 3, pp. 314-317, (2000).

<sup>23</sup> A. Santos, C. Ortiz de Solórzano, J.J. Vaquero, J.M. Peña, N. Malpica and F. del Pozo, “Evaluation of autofocus functions in molecular cytogenetic analysis”, *Journal of Microscopy*, 188, 264-272, (1997)

<sup>24</sup> L. Firestone, K. Cook, K. Culp, N. Talsania and K. Preston, “Comparison of autofocus methods for automated microscopy”, *Jr. Cytometry*, 12, 195-206, (1991).

<sup>25</sup> T. Yeo, S. Ong and R. Jayasooriah Sinniah, “Autofocusing for tissue microscopy”, *Image Vision Comput.*, 11, 629-639, (1993).

<sup>26</sup> D. Vollath, “Automatic focusing by correlative methods”, *Journal of Microscopy*, 147, 279-288, (1987)

<sup>27</sup> S. Bosch, I. Juvells and F. Abbad, "Volume defined by the two-dimensional modulation transfer function surface: approximation obtained from its sagittal and tangential sections. Application to image quality criteria", *J. Optics*; 16, 219-223, (1985).



## Capítulo 4. Difusión en periferia

Las medidas con la técnica de DP y el sensor de frente de onda de HS contienen información sobre la calidad óptica del ojo, tanto de la difracción como de las aberraciones, mientras que la diferencia en cuanto a información de ambos métodos es que las imágenes obtenidas con la técnica del DP están afectadas además por la difusión intraocular [ <sup>1</sup>, <sup>2</sup>, <sup>3</sup>, <sup>4</sup>], generada en las estructuras oculares que interactúan con la luz, inclusive la retina y las capas profundas del fondo ocular. En el siguiente capítulo se presentan los resultados obtenidos de distintos parámetros de calidad óptica como *Root Mean Square* (RMS) del sensor del frente de onda [ <sup>5</sup>] y *Optical Scatter Index* (OSI) [ <sup>1</sup>] y *Aberration Free Scatter Index* (AFSI) [ <sup>6</sup>] calculados a partir de imágenes de DP en periferia cercana a fovea.

Para tomar las imágenes se diseñó un sistema de fijación periférico ubicado horizontalmente, que permitió medir hasta un ángulo máximo de 20° en el hemicampo nasal del ojo derecho. Las tomas de las imágenes de HS y DP se realizaron simultáneamente, usando el software desarrollado y luego se obtuvieron los parámetros de calidad óptica y difusión intraocular. Como es sabido las aberraciones fuera de eje crecen a medida que el ángulo de excentricidad aumenta [ <sup>7</sup>, <sup>8</sup>, <sup>9</sup>, <sup>10</sup>], este incremento de las aberraciones puede interferir las medidas de difusión intraocular en periferia

si el parámetro utilizado para cuantificarla no es lo demasiado robusto e inmune a las mismas. En este experimento evaluamos en la periferia dos parámetros que cuantifican la difusión intraocular para analizar su grado de dependencia con el aumento de las aberraciones fuera de eje.

## **Introducción**

La calidad óptica del ojo está determinada en gran medida por las aberraciones ópticas [ <sup>11</sup>] y la difusión intraocular [ <sup>3</sup>] y, solamente para pequeñas pupilas, por la difracción. La difusión intraocular es un proceso físico por el cual parte de la luz que entra al ojo es desviada de su trayectoria debido a la presencia de inhomogeneidades en los medios que la luz atraviesa. Estos haces de luz desviados de su dirección original forman un halo luminoso que reduce el contraste retiniano y la claridad [ <sup>12</sup>, <sup>13</sup>], empobreciendo la calidad de la imagen recibida en la retina. Estos efectos se ven magnificados en el caso de la tarea de conducción nocturna dado los bajos niveles de luminancia y la presencia de fuentes deslumbrantes. El efecto de la difusión intraocular también es relevante en las cirugías oculares con láseres, y se tiene que tener en cuenta a la hora de calcular la dosimetría [ <sup>14</sup>]. Como se mencionó en el primer capítulo existen varias fuentes de difusión dentro del globo ocular humano, sin embargo se puede afirmar que la principal está en el cristalino [ <sup>15</sup>] y que existe cierta contribución

del fondo ocular cuando se utilizan longitudes de onda cercanas al infrarrojo como 780 nm [ 16].

La técnica de DP se ha convertido en una excelente herramienta para cuantificar la difusión, ya que las imágenes obtenidas mediante este método presentan difusión que se genera en la retina, difusión generada dentro de los medios oculares, e información sobre las aberraciones [ 4]. Las imágenes de DP obtenidas con un montaje experimental presentan la difusión como un manto alrededor de la imagen de la PSF de la retina [ 3], o como un ensanchamiento de la misma. Esto se debe tanto a la luz difusa hacia atrás generada cuando el haz láser ingresa y se dirige hacia la retina, como a la luz que se difunde hacia adelante cuando abandona el globo ocular. En algunos trabajos se sugiere que la difusión debido a la retina y a capas más profundas tiene un impacto casi despreciable en el mecanismo de la visión [ 15, 17], sin embargo este fenómeno depende de la longitud de onda y puede llegar a interferir en ciertas medidas objetivas de la difusión intraocular. Se demostró que las imágenes obtenidas con longitudes de onda cercanas al infrarrojo presentan mayor intensidad en las zonas de las colas de la PSF que las obtenidas con longitudes de ondas cercanas al verde [ 16].

Existen distintos parámetros para la cuantificación de la difusión ocular que se mencionan en la bibliografía consultada. Por cada método presentado y publicado para medir

la difusión intraocular, un parámetro se ha definido y la técnica del DP no es la excepción. El OSI fue propuesto por Artal et al [ <sup>1</sup>] y se basa en el análisis de la PSF del ojo en cierta región que contiene información sobre la difusión. Este método se utiliza en un equipo comercial OQAS [ <sup>18</sup>] y se utiliza para la clasificación de cataratas [ <sup>1</sup>]. Un inconveniente del OSI es que puede estar afectado por la presencia de aberraciones que no estén compensadas y que comprometan las zonas de la PSF donde se realiza el procesamiento para obtener el parámetro de difusión [ <sup>1</sup>]. El análisis de la PSF obtenida con un sistema de DP para determinar OSI se realiza dentro del rango de algunos minutos de arco y permite una estimación confiable de la difusión en condiciones ópticas favorables [ <sup>15</sup>].

Por otra parte, mientras un sistema óptico perfecto genera un frente de onda esférico sobre la pupila de salida del sistema, cualquier sistema óptico real como el de un ojo presenta aberraciones que producen que el frente de onda no sea completamente esférico y, por tanto que la imagen generada no sea perfecta. Si bien hay bastante consenso en cuanto a las medidas y definiciones de las aberraciones oculares, no sucede lo mismo con la difusión. El desarrollo de un procedimiento estándar para la medida y la descripción de la difusión intraocular es un aspecto pendiente en la ciencia de la visión [ <sup>15</sup>]. Para este procedimiento de cuantificación tenemos que tener en cuenta el factor de las

aberraciones, por ello en este capítulo se evalúan parámetros de difusión intraocular obtenidos a partir de imágenes de DP en distintas zonas de la periferia ocular donde las aberraciones pueden variar naturalmente y, además, se pueden obtener distintas contribuciones de la retina y de las capas profundas del ojo.

## **Métodos**

Para la medición de los parámetros de difusión y calidad óptica en periferia se tomaron simultáneamente imágenes de DP y HS en ojos reales y normales de 7 sujetos (JR, NF, PB, ANM, AM, AD, NFD). El rango de edad de los participantes fue de 30 a 40 años. Para la captura de las imágenes se utilizó la pupila natural y no se controló la acomodación. Durante las mediciones se mantuvo un nivel de iluminación ambiente bajo para evitar reflejos espurios posibles sobre el montaje y para permitir un tamaño pupilar considerable. La cámara del HS (uEye USB UI-1120SE) fue configurado con un pixel *clock* de 9 Mhz, con 1,48 a 0,89 c/s (cuadros por segundos), la ganancia del sensor de la cámara fue de 100x, con un nivel de negro de 167 y un *trigger* configurado en 602317 us. Con esta configuración la imagen obtenida del HS fue la más adecuada para el procesamiento. La rama del HS se configuró con una pupila de entrada de 1,5 mm. Para la rama de DP, la cámara (uEye USB UI-2220ME) se configuró con un pixel *clock* de 9 Mhz, 4,06 cuadros por

segundos y un tiempo de exposición de 240 ms. Las imágenes se capturaron con tamaños de pupilas de entrada y salida con un diámetro de 1,5 mm y 4 mm respectivamente. La captura de la mejor imagen se realizó variando la vergencia del Badal para compensar el desenfoque y usando un algoritmo de autofocus con operador TENV. La potencia del láser se modificaba según sea necesario evitar la saturación o aumentar la energía sobre el sensor de la cámara. Para controlar el tamaño y posición de la pupila se utilizó una cámara (uEye 1226 LE), lo que posibilitó también la captura de imágenes para controlar la esfericidad de la misma.

Un conjunto de imágenes de HS y DP de 768x657 píxeles con una profundidad de 8 bits fue adquirido en cada ojo derecho evaluado en distintos ángulos excentricidad: 0 (foveal) - 2,5° - 4,7° - 6,8° - 9,0° - 11,1° - 13,1° - 15,1° - 17,1° - 18,9°. En la posición 0, la fijación se realizó observando al haz láser, mientras que en las restantes la fijación se realizaba observando un LED color rojo de 6 mm situado aproximadamente a 3 m de distancia (ángulo subtendido 0,1°), con el ojo izquierdo. Cada imagen resultante es un promedio de 10 imágenes. El experimentador controlaba los movimientos del Badal y la captura de imágenes. Se usó una montonera para el centrado de la pupila, el centro de la misma fue alineado entre cada medida y se les indicaba a los sujetos que parpadeara justo antes de cada toma.

## Parámetros de difusión

En los sistemas de DP, la luz interactúa con los medios oculares, por lo que las imágenes obtenidas tienen información tanto de las aberraciones como de la difusión generada en las inhomogeneidades del cristalino y en el fondo ocular. La PSF obtenida mediante esta técnica presenta un velo alrededor de la porción central de la imagen, que se registra como un aumento de la intensidad.

## Difusión debido al cristalino y a capas profundas del ojo

Se sabe que la calidad óptica del ojo humano puede ser determinada por la función de punto extendido o PSF; la respuesta del sistema a un punto de luz. Debemos señalar dos aspectos de la PSF que pertenecen a dominios funcionales diferentes: la porción central y la periférica.

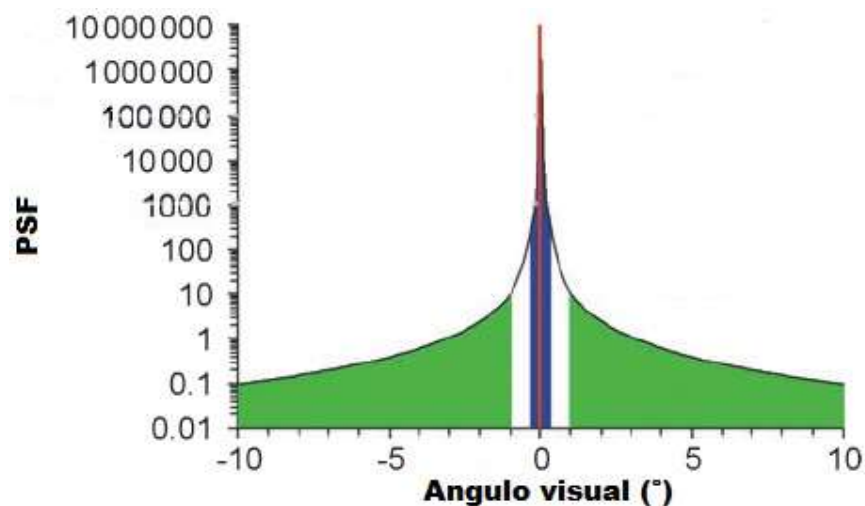


Figura 49. Función de punto extendido (PSF) del ojo humano. La zona central está relacionado con la imagen del objeto que se forma en la retina. En este dominio se concentran

los test de agudeza visual (rojo) y de sensibilidad al contraste (azul). Las aberraciones son la principal causa de distorsión en esta zona. La difusión intraocular (cuyo fenómeno visual es el de deslumbramiento) afecta la zona periférica de la PSF (verde)<sup>1</sup>.

Existen diferencias en como la difusión ya sea de los medios oculares o del fondo afectan la PSF. En trabajos publicados por Ginis et al [ <sup>19</sup>, <sup>20</sup>] hay evidencia de que la PSF puede presentar más variaciones de la difusión debido al fondo ocular que a la generada por el cristalino a pequeños ángulos de excentricidad. Esto implica que la porción central de la PSF obtenida con la técnica de DP usando una fuente de luz infrarroja estaría afectada por la difusión generada en el fondo ocular y no en el cristalino [ <sup>6</sup>].

Teniendo en cuenta las distintas porciones de la PSF se formularon dos parámetros: el *Optical Scatter Index*[ <sup>1</sup>], basado en las variaciones de intensidad en la periferia o cola, y el *Aberration Free Scatter Index* [ <sup>34</sup>] que obtiene información de la zona central.

#### **OSI (Optical Scatter Index)**

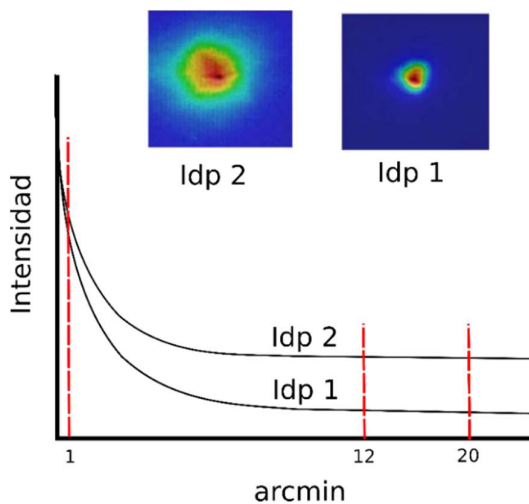
El índice OSI [ <sup>1</sup>] se define como la razón entre la intensidad de luz en la periferia y en los alrededores del pico central de la imagen de DP. En este experimento se toma las zonas comprendidas entre 1 minarc ( $I_0$ ) y un disco limitado por dos circunferencias de 12 minarc y 20 minarc

---

<sup>1</sup>Adaptado de van den Berg et al, "Straylight in the human eye: testing objectivity and optical character of the psychophysical measurement", 2009



( $I_R$ ). Estos límites fueron seleccionados [ 1] para minimizar los efecto de las aberraciones durante el cálculo del índice. Un factor de 0,1 limita el valor de OSI de 0 a 25. Valores de OSI alrededor de 1 se dan en ojos normales mientras que valores cercanos a 5 representan ojos con algún nivel de difusión. La definición del OSI viene dado por:



$$OSI = a \frac{I_R}{I_0} \quad (1)$$

Figura 50. Representación de dos perfiles de PSF a partir de imágenes de DP con diferentes cantidades de difusión. La curva Idp 2 presenta mayor cantidad de difusión que la curva Idp 1. Las líneas verticales punteadas representan los límites que se usan para calcular el OSI

Este índice se usa para la clasificación de cataratas, si se considera que el deslumbramiento provocado por la difusión intraocular tiene su origen en el cristalino. Aunque el OSI es un método robusto para la medida objetiva de la difusión, si los ojos evaluados presentan cantidades de aberraciones que superan cierto límite pueden influenciar los resultados del índice [ 1, 15]. Otro factor que influye la medida del OSI es la dependencia de la PSF con las longitudes de onda que se utilice para realizar la medición; la difusión tiene una fuerte dependencia con la longitud de onda y se caracteriza por aumentar con longitudes de onda

mayores a 600 nm [ <sup>20</sup>]. Otra limitación con respecto del OSI para cuantificar la difusión es que solamente se puede confiar en la medida para ángulos dentro del rango de los minutos de arcos donde el efecto de la difusión es prácticamente nulo en ojos sanos [ <sup>15</sup>]

### **AFSI (Aberration Free Scatter Index)**

Como se mencionó en el capítulo 2, la MTF caracteriza al ojo en términos de su capacidad para transmitir distintas frecuencias espaciales de la imagen que en él se proyectan. Para obtener la función de transferencia de modulación (MTF) de un ojo del que se cuenta con su imagen de DP, se debe realizar una normalización y una transformada de Fourier de la misma [ <sup>21</sup>]. A continuación, se obtiene el perfil radial de la imagen transformada resultante. Este perfil radial presenta un pico en la frecuencia cero, que contiene información sobre la difusión intraocular y ruido proveniente de los reflejos corneales y propios del sistema de medición [ <sup>22</sup>]. En la práctica este pico de continua se elimina mediante la extrapolación de una curva que se ajusta al resto de los datos medidos [ <sup>9</sup>], lo que también suprime información potencial sobre difusión en la frecuencia cero. El AFSI se define como el valor promedio de la razón de la MTF antes y después de realizar la corrección de pico en el procesamiento de la imagen de DP. Para el caso discreto del índice se puede escribir:

$$AFSI = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \frac{MTF_R[n]}{MTF_C[n]} \quad (2)$$

donde  $MTF_R$  es la MTF antes de la corrección del pico y  $MTF_C$  cuando se eliminó el pico con la extrapolación. Ambas curvas son normalizadas a sus valores en la frecuencia cero, que se corresponde con el máximo valor del perfil.

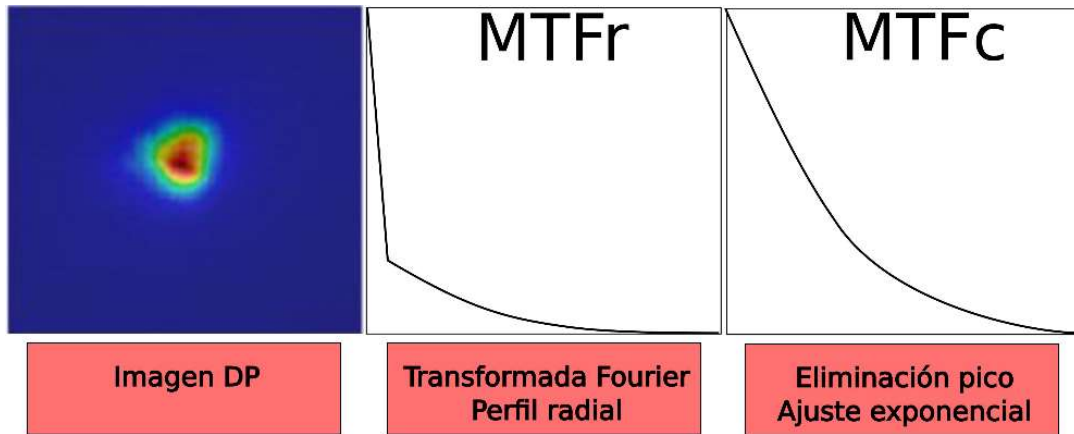


Figura 51. Procesamiento de la imagen de DP para obtener la función de transferencia o MTF.

### **RMS (Root Mean Square)**

Actualmente el método más común para conocer el error de frente de onda del ojo es la expansión de Zernike normalizada [ 23]. La expansión de Zernike es utilizada debido a que con un número relativamente pequeño de coeficientes se puede representar un mapa completo de aberraciones, otra razón es que las funciones básicas o modos de Zernike se corresponden con las aberraciones ópticas

clásicas como el desenfoque, astigmatismo, coma y aberración esférica. Por último, al utilizar la normalización recomendada por OSA (*Optical Society of America*), las funciones de Zernike son mutuamente ortogonales, y el valor RMS del error del frente de onda de cada función viene dado por su respectivo coeficiente. Así, el valor RMS del frente de onda total se calcula como la raíz de la varianza de los coeficientes de polinomios de Zernike. En esta tesis se usó desde el 2do orden hasta el 6to orden para el cálculo del valor RMS.

### **Pupila**

En todos los sujetos evaluados la alineación horizontal y vertical de la pupila se establecía para cada excentricidad. En nuestra experiencia se usaron pupilas de entrada de 1,5 mm mientras que la de salida fue de 4 mm. Esto permite que las aberraciones paraxiales asimétricas no sean eliminadas, ya que la idea del trabajo fue conocer la dependencia del AFSI con respecto a las aberraciones totales del ojo.

Un problema al analizar aberraciones oculares en la periferia es que la pupila, que es circular para el caso de visión foveal, se vuelve algo elíptica a medida que el ángulo de visión aumenta, siendo el eje menor de la elipse paralelo al campo meridiano bajo estudio. En nuestro caso esto no llegó a ser un problema ya que el mayor ángulo medido de

excentricidad fue de casi  $20^\circ$ , lo que no generó un estrechamiento de la pupila natural menor que la pupila artificial utilizada de 4 mm. En la figura 52 se presenta un montaje de las pupilas de un sujeto durante las mediciones realizadas. Se observa una circunferencia solapada amarilla de unos 4,5 mm de tamaño como referencia. Se concluye que la pupila natural de los sujetos no sufrió cambios significativos en ninguna de las excentricidades medidas, así no es necesario realizar ningún procesamiento adicional durante las mediciones (es decir no hace falta realizar ninguna transformación a la hora de calcular los coeficientes de Zernike ya que la suposición de pupila circular se mantuvo). El mismo comportamiento se observó en todos los sujetos evaluados. En la figura 53 se presenta el valor promedio de los tamaños pupilares de todos los sujetos. El cálculo se realizó de la siguiente manera:

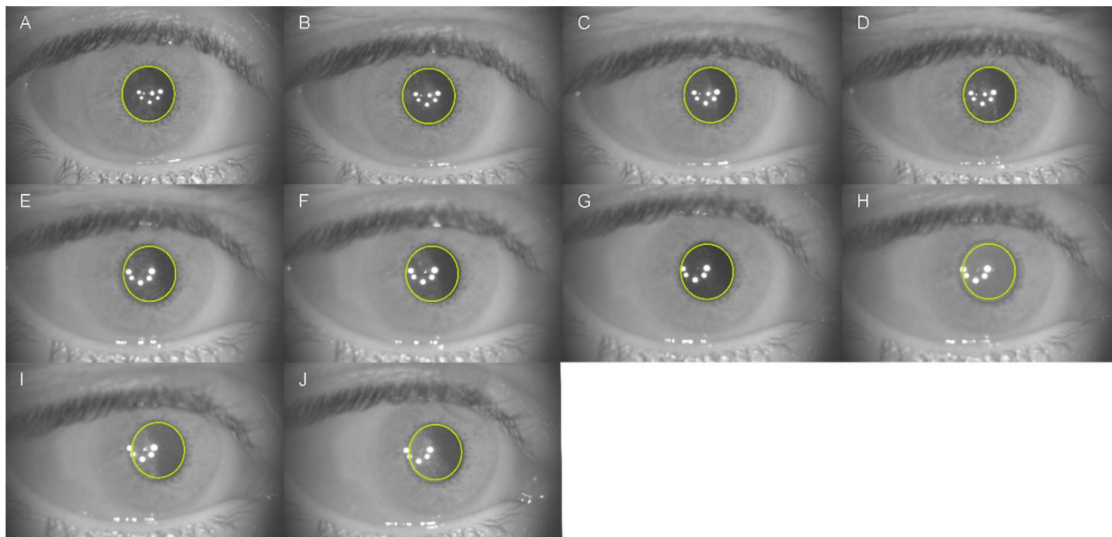


Figura 52. Montaje de imágenes de pupila obtenidos durante la captura de DP y HS. El círculo amarillo es del mismo tamaño en todos los casos

primero, se obtuvieron las imágenes de la pupila en cada excentricidad de cada sujeto. Luego, se realizó una calibración (en el plano de la pupila se colocó un referencia milimetrada, en la imagen de la cámara se contaban los pixeles que abarcaban 1 mm para obtener la relación final de 27,4 pixeles/mm). Seguido se trazaban dos líneas (vertical y horizontal) de borde a borde de la pupila sobre la imagen obtenida, se cuantificaban los pixeles de cada línea y se realizaba la transformación a mm. De esas dos líneas se realizaba un promedio, lo que se identificó como tamaño pupilar. En la figura 53 se grafica el promedio (cuadros negros) y la desviación estándar (líneas verticales) de los tamaños pupilares calculados del total de los sujetos en función de la excentricidad.

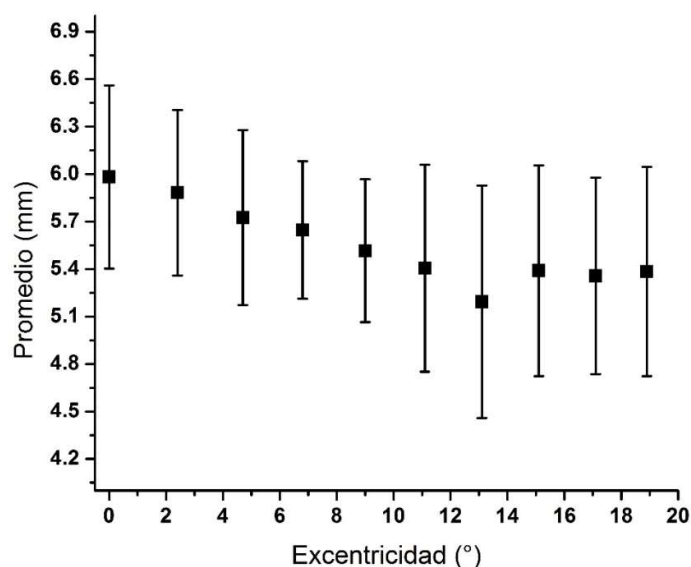


Figura 53. Tamaño pupilar promedio de los sujetos evaluados. Las barras representan una desviación estándar.

Los valores promedios obtenidos del tamaño pupilar para la medida en fóvea ( $0^\circ$ ) fue de  $6,00 \pm 0,6$  mm y para la medida en  $18,9^\circ$  (cercano a  $20^\circ$ ) fue de  $5,4 \pm 0,7$  mm. Los valores para la medida en fóvea concuerdan en general con las medidas realizadas del eje mayor de la pupila obtenidos en otros estudios de calidad óptica en la periferia [ <sup>24</sup>]. Sin embargo para la excentricidad de  $18,9^\circ$ , los valores medidos de tamaño promedio calculados fueron menores a los de la bibliografía [ <sup>24</sup>], esta diferencia puede radicar en los diferentes niveles de iluminación durante la medición y también en que no se identificó el eje mayor durante las mediciones del tamaño pupilar si no los ejes verticales y los horizontales. La diferencia promedio del tamaño pupilar entre las mediciones foveal y la posición de mayor más excentricidad fue de 0,6 mm.

## **Resultados**

Los valores de AFSI, OSI y RMS se calcularon a partir de imágenes de DP y HS obtenidas en 7 ojos de sujetos sanos. En la figura 54 se presenta RMS en función de la excentricidad para diferentes diámetros pupilares. Se puede observar que los valores de RMS para pupila de 5 mm son mayores que para los valores calculados con pupila de 4 mm, y estos a su vez mayores que los correspondientes a la pupila de 3 mm. Se observa en la figura que los datos presentan un patrón de variación a lo largo de la excentricidad de aspecto

ondulatorio. Esto podría deberse a un efecto de acomodación ya que si bien el ojo evaluado tiene el punto de fijación a una distancia de 3 m, los elementos cercanos del sistema medidor pueden actuar como estimulación a la acomodación para ángulos pequeños. A medida que aumenta la excentricidad, esta estimulación bajaría debido a que los elementos distractivos se encuentra en la periferia del campo visual. Por su parte el aumento del desenfoque para la zona de los 15°, podría deberse a que las medidas en esa zona se corresponden con el punto ciego del nervio óptico [ 25].

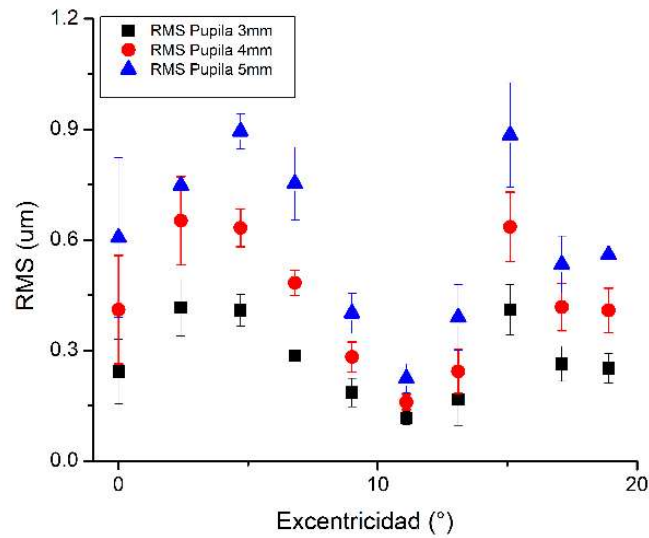


Figura 54. Valor RMS en función de la excentricidad, mediciones realizadas sobre el ojo derecho del sujeto JR. Los cálculos de los coeficientes de Zernike se realizaron usando tres pupilas diferentes.

Al graficarse el coeficiente de Zernike  $C_2^0$ , correspondiente al desenfoque, para una pupila de 4 mm del ojo derecho del sujeto JR (figura 55) se puede comparar el



patrón de resultados con los de la figura anterior y se hace evidente que los cambios debido al desenfoque son el factor de mayor peso que explica el comportamiento ondulatorio del valor RMS total.

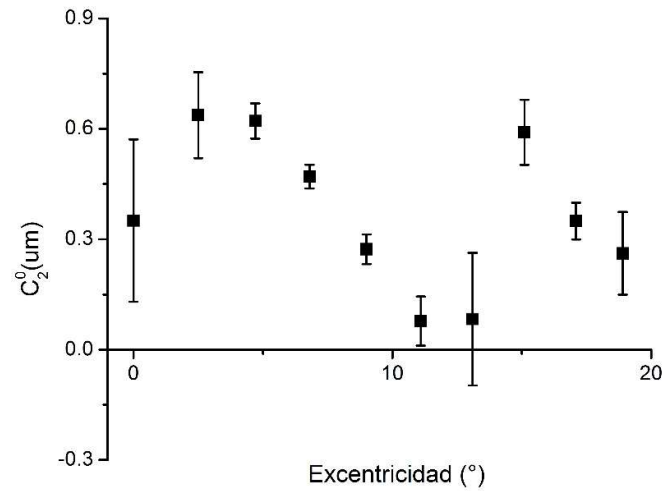


Figura 55. Coeficientes  $C_2^0$  en función de la excentricidad calculados a partir de imágenes de HS del ojo derecho del sujeto JR. Las barras de error representan la desviación estándar de los valores medidos.

Un análisis del valor de RMS en función de la excentricidad sin tener en cuenta el valor del coeficiente de desenfoque arrojó los resultados que se presentan en la Figura 56.

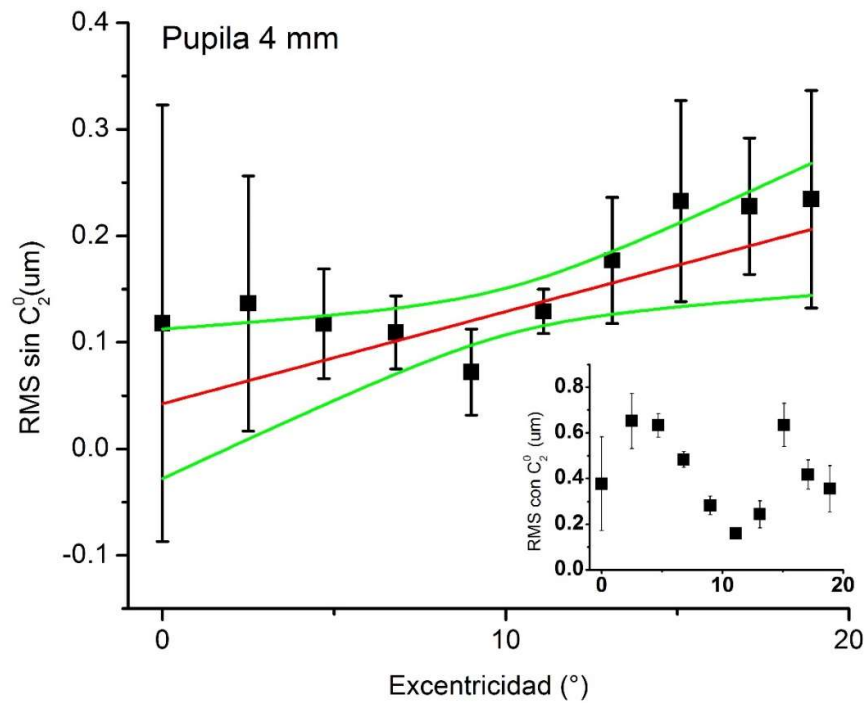


Figura 56. Valor RMS en función de la excentricidad excluyendo el valor del coeficiente  $C_2^0$  del sujeto JR. En el borde inferior derecho se presenta el mismo parámetro pero incluyendo  $C_2^0$ . Las barras de error indican la desviación estándar de la distribución de los valores medidos.

En el margen de la figura 56 se insertan los valores obtenidos de RMS para cada excentricidad sin excluir el desenfoque para una comparación directa. Como se puede observar se confirma la importancia del valor del desenfoque a la hora de calcular el valor RMS. Eliminando este coeficiente los valores de RMS disminuyen y se nota el incremento de las aberraciones con la excentricidad (señalado en el gráfico por la línea de tendencia roja junto con los intervalos de confianza al 95%, líneas verdes).

En la Figura 57 se grafican parámetros RMS en función de la excentricidad para el sujeto JR. Los parámetros considerados fueron el RMS total teniendo en cuenta todos los coeficientes de Zernike, el RMS sin desenfoque y el RMS calculado solamente con las aberraciones de alto orden (RMS AAO), desde el tercer orden en adelante.

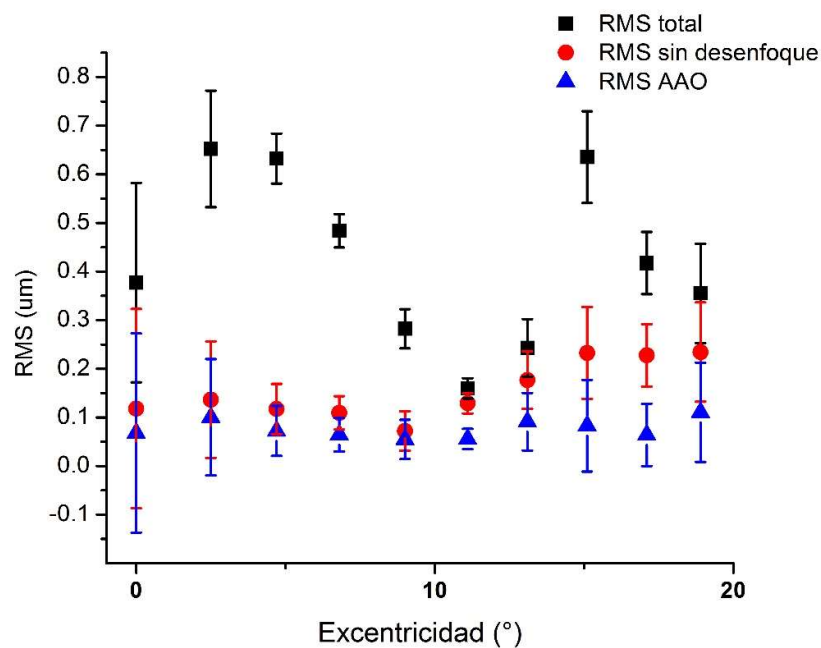


Figura 57. RMS en función de la excentricidad para el sujeto JR OD, calculado con una pupila de 4 mm.

Al analizar la figura 57 vemos como como valor de RMS sin desenfoque se mantiene alrededor de 0,1  $\mu\text{m}$  hasta los  $10^\circ$ , para luego experimentar un incremento debido a las aberraciones de bajo orden, que para esta excentricidad principalmente están dadas por el astigmatismo. Por último, el valor de RMS calculado a partir de los coeficientes de alto orden (donde se excluye tanto desenfoque como

astigmatismos) se mantiene prácticamente con un valor constante hasta los 20°. Los comportamientos descritos en las figuras 54 a 57 referidas al sujeto JR, se comprueban en cada uno de los sujetos evaluados.

En la Figura 58 se presentan los resultados de OSI en función de la excentricidad a partir de imágenes de DP obtenidas del ojo derecho del sujeto JR. Como se observa en la gráfica, a medida que la excentricidad aumenta también lo hace el valor del OSI. Este comportamiento se presentó en todos los sujetos.

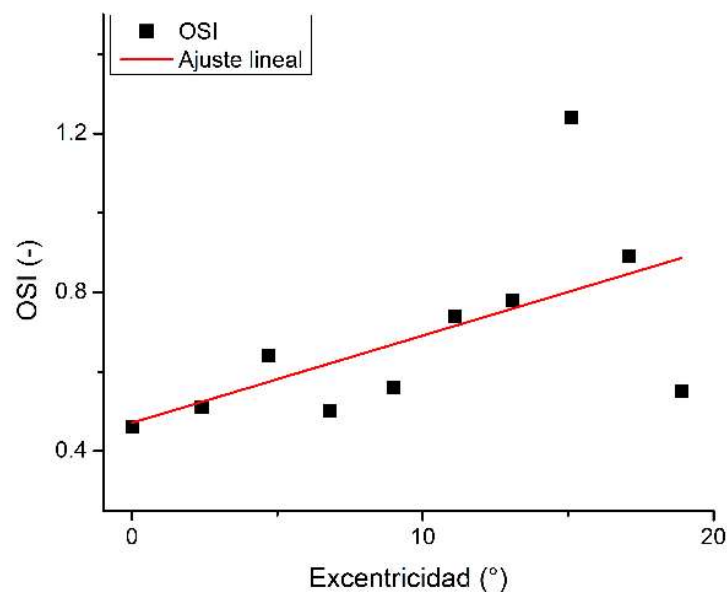


Figura 58. Parámetro de difusión OSI en función de la excentricidad. La línea roja describe el comportamiento de los valores de OSI a medida que el ángulo de excentricidad aumenta. Nótese el valor máximo de OSI alrededor de 15°.

Los valores del parámetro AFSI para el sujeto JR se graficaron en función de la excentricidad, este resultado se presenta en la figura 59. La línea recta de color rojo

representa la tendencia de los valores. Como se logra apreciar la pendiente es menor que en el caso del OSI, es decir, no se nota un marcado aumento del valor de AFSI con relación a la excentricidad.

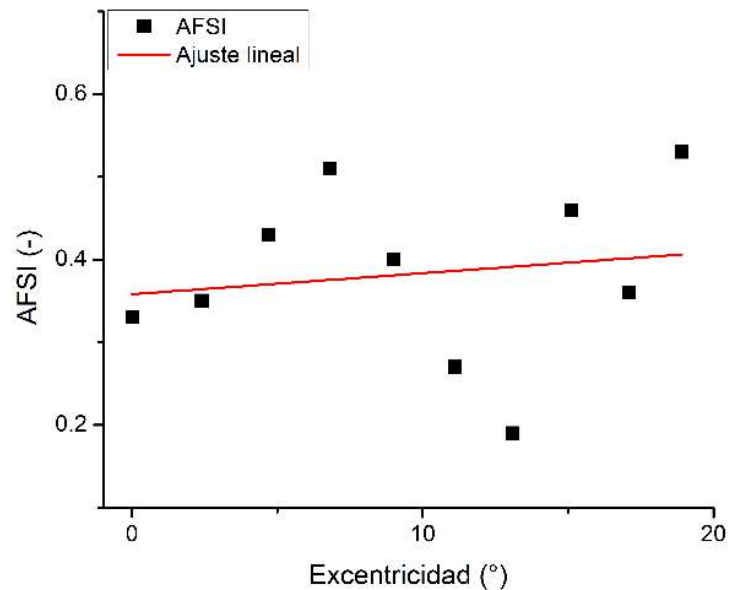


Figura 59. Comportamiento del parámetro AFSI en función de la excentricidad. Se presentan los resultados de un solo ojo real como ejemplo (JR OD).

Con el objetivo de determinar qué parámetro de los considerados es el más adecuado para caracterizar la difusión se propone estudiar la correlación de OSI y AFSI con las aberraciones totales (RMS) de los sujetos en las distintas excentricidades consideradas.

Previo a analizar las correlaciones entre los parámetros de calidad óptica, se estudió el comportamiento de los datos para decidir qué coeficiente de correlación

resulta aplicable. Los estudios se realizaron evaluando parámetros de RSM obtenidos a partir de imágenes del HS procesadas con pupilas de 3 mm, 4 mm y 5mm. De la Tabla 1 se desprende que los datos obtenidos de OSI y de RMS calculados con una pupila de 3 mm no forman parte de una distribución normal. Dada esta falta de normalidad en las variables analizadas, las correlaciones entre los parámetros se analizarán en base al coeficiente de Spearman [ <sup>27</sup>, <sup>28</sup>], que no requiere normalidad en los datos para su cálculo.

<b>VARIABLE</b>	<b>n</b>	<b>MEDIA</b>	<b>D.E.</b>	<b>W*</b>	<b>P(Unilateral)</b>
<b>RMS P3mm</b>	63	0,23	0,09	0,93	0,0087
<b>RMS P4mm</b>	62	0,38	0,15	0,96	0,1963
<b>RMS P5mm</b>	60	0,67	0,20	0,98	0,2252
<b>OSI</b>	63	1,33	1,05	0,69	<0,05
<b>AFSI</b>	63	0,51	0,18	0,95	0,1055

Tabla 1. Test de Shapiro Wilks [ <sup>26</sup>] para constatar la normalidad del conjunto total de datos de RMS, OSI y AFSI analizados.

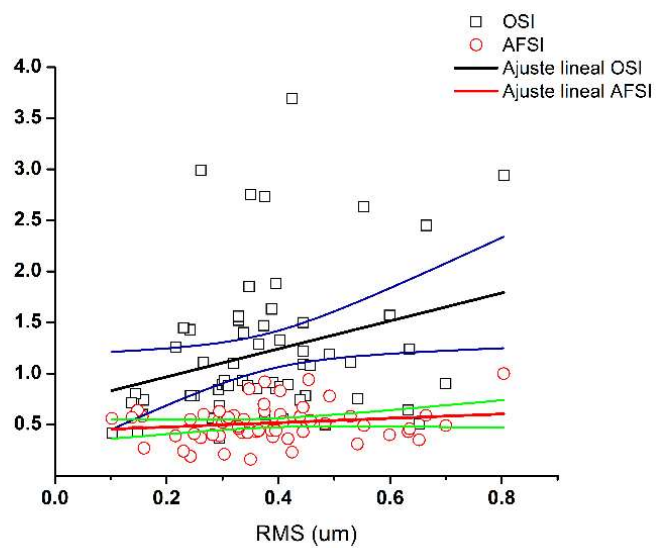
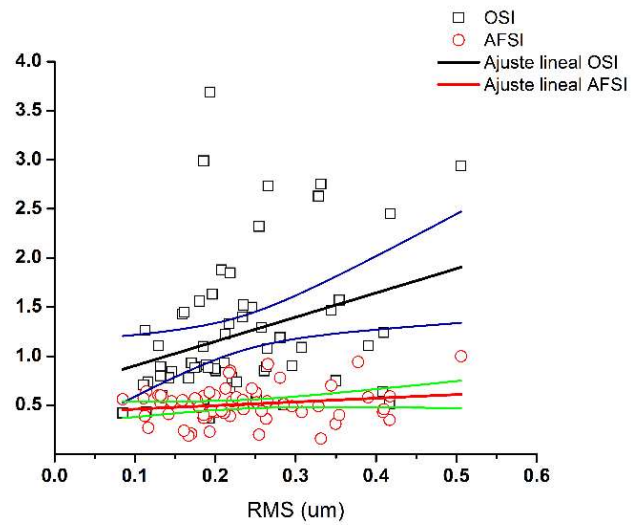
En la tabla 2 se muestra el coeficiente de correlación estimado de Spearman, que mide el grado de relación o asociación existente entre dos variables. La Significación (bilateral) es lo que se conoce como valor *p*; y *N* es la cantidad de datos de la muestra. Los resultados de las correlaciones indican una asociación positiva tanto para OSI como para AFSI: en general mayores valores de RMS suelen aparecer junto a mayores valores de OSI y AFSI en todos los

casos. Realizando luego el test de hipótesis para decidir si los valores obtenidos del coeficiente de correlación están suficientemente alejados del cero como para considerarse un relación positiva significativa (indicada en la Tabla con el símbolo \* luego del valor del coeficiente), se obtiene que, para el valor prefijado de  $\alpha = 0,05$ , todas las correlaciones entre OSI y RMS son significativos, mientras que la correlación entre AFSI y RMS no mostró ser significativa para ninguno de los diámetros pupilares considerados.

		<b>OSI</b>	<b>AFSI</b>
<b>RMS P3mm</b>	Coeficiente de correlación	0,304*	0,073
	Significación. (bilateral)	0,008	0,284
	N	63	63
<b>RMS P4mm</b>	Coeficiente de correlación	0,269*	0,101
	Significación (bilateral)	0,017	0,217
	N	62	62
<b>RMS P5mm</b>	Coeficiente de correlación	0,237*	0,053
	Significación (bilateral)	0,034	0,345
	N	60	63

Tabla 2. Coeficiente de correlación de Spearman [ 27]. Se observa mayor correlación y es estadísticamente significativa entre RMS y OSI.

Por su parte, la figura 60 presenta los valores de OSI y AFSI en función de RMS para los tres tamaños de pupila considerados. Además se presentan ajustes lineales, junto con las bandas que representan a los intervalos de confianza al 95%. En las tres gráficas se observa de manera cualitativa las distintas tendencias de OSI y AFSI respecto a RMS.





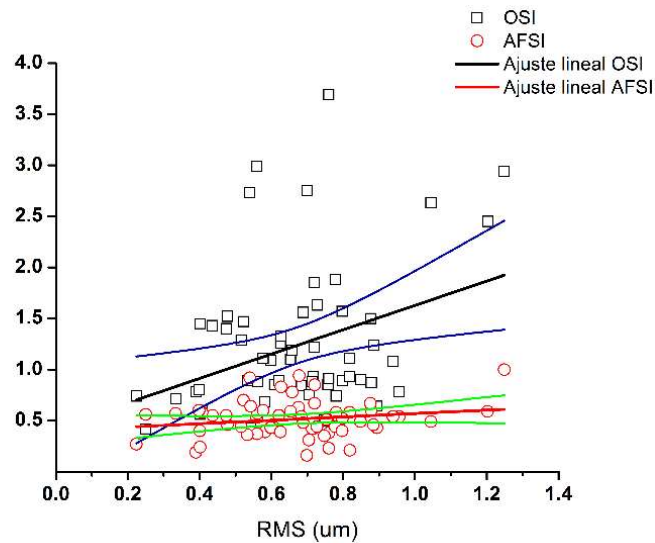


Figura 60. Comportamiento de los parámetros OSI y AFSI en función de la métrica RMS total de las aberraciones oculares calculadas en todos los sujetos con 3 pupilas diferentes (sup. pupila 3mm, med. pupila 4mm, inf. pupila 5 mm). Considere que los valores de AFSI varían entre 0 y 1.

Como el análisis estadístico previo mostró, el comportamiento de los coeficientes estudiados parece cambiar cuando se consideran distintos rangos de excentricidad, se analiza la relación entre OSI, AFSI y RMS en dos grupos, considerando como valor de corte a la excentricidad igual a  $10^\circ$ . En la Tabla 3 se presentan los resultados del análisis estadístico de la correlación realizada. Las tablas presentan los valores del coeficiente de correlación entre OSI vs RMS y AFSI vs RMS teniendo en cuenta los rangos por debajo y por encima de  $10^\circ$ . Como primer resultado se puede decir que el coeficiente de correlación para OSI es positivo y significativo cuando la excentricidad es mayor a  $10^\circ$ . En cuanto al AFSI, también presentó correlación positiva y significativa con RMS considerando una pupila de 4 mm para

excentricidades mayores a  $10^\circ$ . Sin embargo, el nivel de significancia de la correlación con RMS fue mayor para OSI que para AFSI.

La correlación entre OSI y las aberraciones para ángulos menores a  $10^\circ$  nunca fue significativa, mientras que para AFSI solamente fue significativa y negativa en el caso de una pupila de 3 mm.

Grupo de Excentricidad Pupila 3 mm			OSI	AFSI
Menor a 10° (n=35)	RMS	Coeficiente de correlación	-0,099	-0,388
		Sig.	0,614	0,041
Mayor a 10° (n=35)	RMS	Coeficiente de correlación	0,562	0,316
		Sig.	0,0005	0,064
Grupo de Excentricidad Pupila 4 mm			OSI	AFSI
Menor a 10° (n=28)	RMS	Coeficiente de correlación	0,070	-0,346
		Sig.	0,719	0,071
Mayor a 10° (n=34)	RMS	Coeficiente de correlación	0,408	0,374
		Sig.	0,018	0,030
Grupo de Excentricidad Pupila 5 mm			OSI	AFSI
Menor a 10° (n=28)	RMS	Coeficiente de correlación	0,117	-0,201
		Sig.	0,552	0,304
Mayor a 10° (n=31)	RMS	Coeficiente de correlación	0,424	0,222
		Sig.	0,017	0,229

Tabla 3. Coeficiente de correlación de Spearman [ <sup>26</sup> ] para los valores de OSI, AFSI y RMS para los 3 tamaños de pupila, teniendo en cuenta dos grupos de excentricidad: menor a  $10^\circ$  y mayor a  $10^\circ$ . Los valores en rojo son significativos.

En la figura 61 se grafican los valores de OSI y AFSI en función del valor RMS tanto para excentricidades menores a  $10^\circ$  como para mayores para una pupila de 5 mm. Se observa

como valores elevados de OSI en los ojos normales evaluados se correlacionan con los máximos valores de RMS, para ángulos mayores a  $10^\circ$  de excentricidad. La pendiente del ajuste lineal para AFSI es prácticamente horizontal tanto para excentricidades menores (pendiente  $-0,09 \pm 0,11$ ) como para mayores (pendiente  $0,15 \pm 0,18$ ) de  $10^\circ$ .

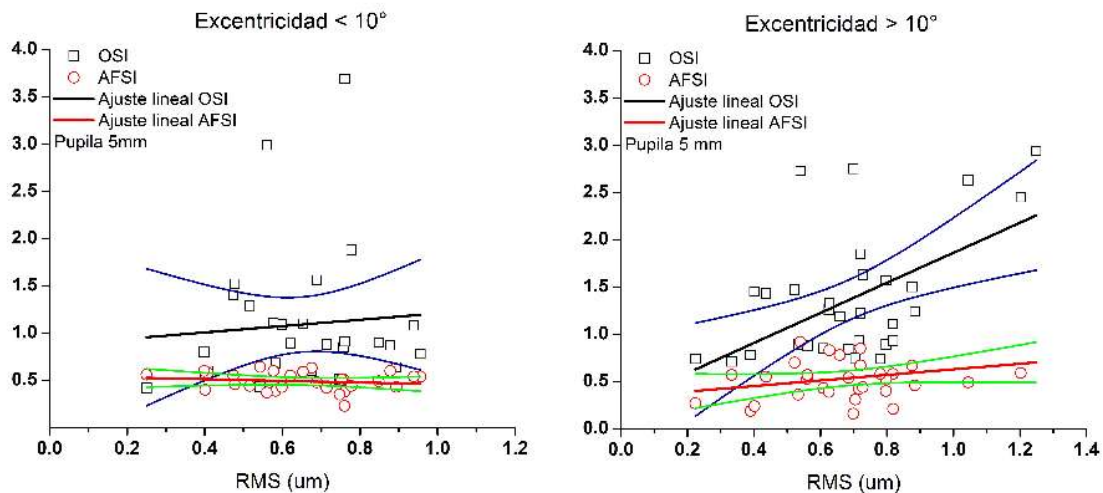


Figura 61. OSI y AFSI en función del parámetro RMS. A la izquierda los valores de excentricidad  $<10^\circ$ , mientras que la de la derecha se presentan los datos obtenidos con excentricidades mayores a  $10^\circ$ .

En los resultados presentados anteriormente el análisis de OSI y AFSI se realizó en función del RMS total, es decir teniendo en cuenta todos los coeficientes de Zernike desde el 2do orden, a continuación se presentan las evaluaciones realizadas para una pupila de 4 mm para los valores de OSI y AFSI con respecto al RMS pero sin tener en cuenta el desenfoque y con el RMS de las aberraciones de alto orden.

En la figura 62, se presentan los valores de RMS excluyendo el desenfoque y el RMS AAO en función de la excentricidad para todos los sujetos evaluados. En el mismo gráfico se presenta un ajuste lineal de cada nube de puntos con sus respectivas bandas de confianza al 95%. Los valores de RMS AAO en promedio variaron entre 0,10  $\mu\text{m}$  y 0,15  $\mu\text{m}$ , presentando los mayores valores con los ángulos de mayor excentricidad. Los valores de RMS sin desenfoque fueron de entre 0,10  $\mu\text{m}$  y 0,36  $\mu\text{m}$ . Los valores de RMS sin desenfoque y RMS AAO para las medidas en fovea ( $0^\circ$ ) y en  $20^\circ$  fueron consistentes con otros estudios [24, 25].

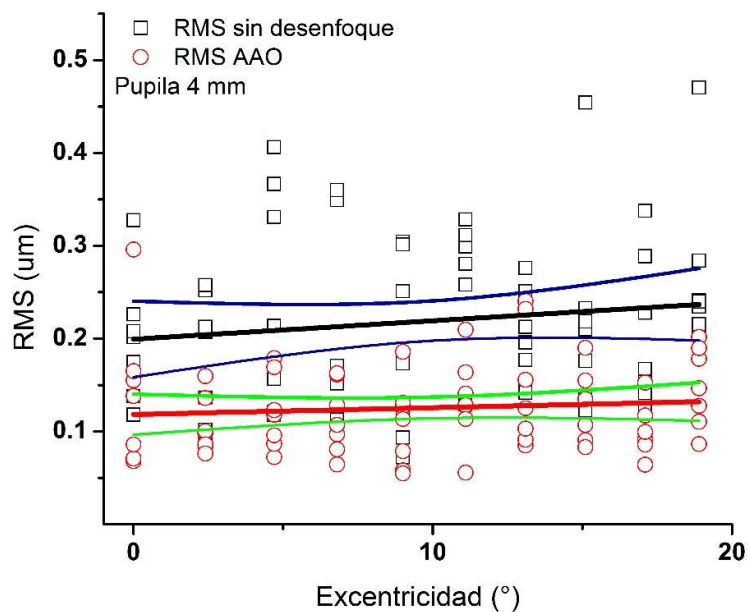


Figura 62. RMS sin desenfoque y RMS AAO en función de la excentricidad para una pupila de 4 mm de todos los observadores. Se grafican los ajustes lineales junto con su banda de confianza al 95% para cada conjunto de datos. En rojo y verde para los valores de RMS AAO, en negro y azul para el RMS sin desenfoque.

El coeficiente de correlación de Spearman entre OSI y RMS sin desenfoque fue de 0,34, con un valor de significancia de 0,004. Para la correlación entre OSI y RMS AAO, el valor de la correlación fue de 0,28 con un valor p de 0,01. El parámetro OSI en función del RMS sin desenfoque y RMS AAO se grafica en la figura 63.

En la figura 63 se observa la tendencia positiva que existe entre los valores de OSI en función de las distintas aberraciones en ojos de sujetos sanos. Los valores del RMS sin desenfoque son mayores que los de RMS AAO, ya que los primeros no excluyen los valores de los coeficientes de astigmatismo vertical ni oblicuo.

También se evaluó la correlación entre AFSI y los parámetros RMS. La correlación entre AFSI y RMS sin desenfoque es de 0,14, con un valor  $p = 0,24$ ; en este caso la correlación aunque positiva no fue significativa. Para el caso del AFSI en función del RMS AAO, el resultado del coeficiente fue de 0,28 con una significancia de 0,02. En este caso el AFSI correlaciona de forma positiva y significativa con las aberraciones de alto orden presentes hasta  $20^\circ$  de excentricidad nasal en ojos de sujetos sanos. En este caso la correlación es significativa, pero menor que la significancia de OSI. Los valores de los coeficientes de correlación se presentan en la Tabla 4.

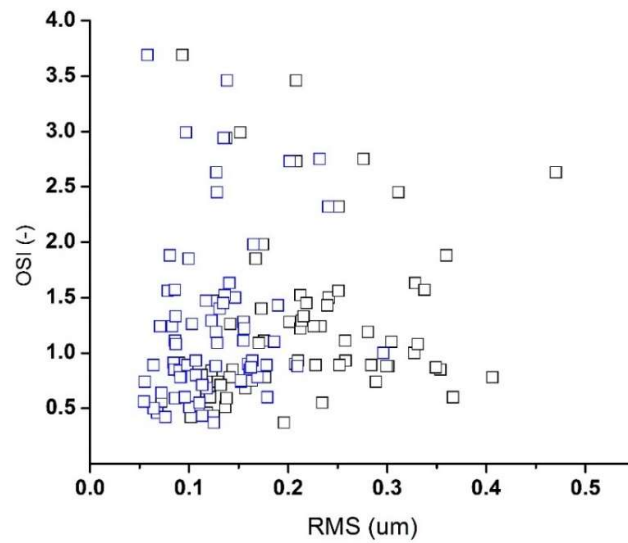


Figura 63. OSI en función de RMS sin desenfoque (cuadros negros) y en función de RMS AAO (cuadros azules).

El comportamiento del parámetro AFSI en función de los parámetros RMS valores se presentan en la figura 64.

Correlación		OSI	AFSI
<b>RMS sin desenfoque</b>	Coeficiente Correlación	0,34	0,14
	Sig.	0,004	0,24
<b>RMS AAO</b>	Coeficiente Correlación	0,28	0,28
	Sig.	0,01	0,02

Tabla 4. Coeficiente de correlación de Spearman [ <sup>26</sup> ] para los valores de OSI, AFSI, RMS sin desenfoque y RMS AAO

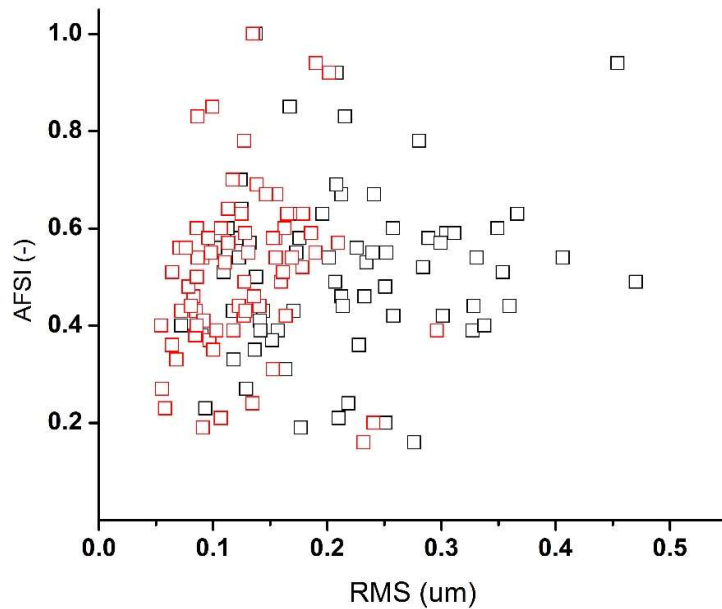


Figura 64. AFSI en función de RMS sin desenfoque (cuadros negros) y en función de RMS AAO (cuadros rojos).

## Conclusión

En este capítulo se evaluó la calidad óptica en la periferia, usando parámetros de aberrometría y de difusión intraocular. Se computa el AFSI y OSI en medidas de periferia hasta  $20^\circ$  para cuantificar la difusión intraocular en ojos sanos y para evaluar la dependencia de estos parámetros con las aberraciones en periferia cercana se calcula el valor RMS del frente de onda. El AFSI está basado en la MTF sin corrección de pico y con la corrección pertinente obtenida de un sistema de DP. Para las mediciones se utilizó un montaje óptico experimental que contiene tanto un sistema de DP como un sensor HS y un sistema de fijación periférico. Se obtuvieron imágenes de DP y de HS de 7 ojos reales sanos.

Los casos evaluados se corresponden en un principio con ojos que no presentan difusión intraocular. Los valores obtenidos de RMS y OSI sugieren que los ojos evaluados son de estas características.

Durante las tomas de las imágenes los sujetos mantuvieron su función acomodativa normal. Esto tuvo una marcada evidencia durante la cuantificación de las aberraciones, ya que el término que corresponde al desenfoque fue el de mayor influencia a la hora del cálculo del RMS. Para tratar de evitar la influencia del desenfoque durante el análisis de los datos, se calcularon valores de RMS sin desenfoque y RMS de aberraciones de alto orden.

Las correlaciones entre OSI y RMS fueron positivas y significativas. Esta correlación fue superior inclusive con excentricidades mayores a  $10^\circ$ . Altos valores de OSI se presentaron en la excentricidad cercana al punto ciego en todos los sujetos (Figura 58), esto se debe que en esa zona el desenfoque es mayor con respecto a los otros ángulos medidos [ <sup>25</sup>]. En algunos sujetos se obtuvieron valores de OSI elevados en  $0^\circ$ , esto también fue debido al fenómeno de la acomodación. Estos dos resultados son una confirmación de que el OSI está influenciado por las aberraciones de bajo orden, en especial el desenfoque [ <sup>1</sup>]. También se obtuvo correlaciones positivas y significativas entre OSI y RMS sin desenfoque y entre OSI y RMS AAO, por lo que podemos concluir que el uso de OSI para las medidas de difusión intraocular



en periferia se puede ver influenciado por el astigmatismo y por las aberraciones de alto orden. El AFSI, por otro lado, no presentó correlaciones significativas con el RMS total, la influencia de las aberraciones de la periferia de sujetos sanos son menores que para el OSI. Por lo que en un primer acercamiento sería más adecuado utilizar AFSI para realizar mediciones de difusión en periferia. Sin embargo, obtuvimos resultados significativos cuando evaluamos el AFSI con el RMS para pupila 4 mm en excentricidades mayores a  $10^\circ$ , y también una correlación positiva y significativa entre AFSI y RMS AAO. Aunque las correlaciones de AFSI en todas las situaciones evaluadas fueron menos significativas que las de OSI.

En nuestro experimento con ojos normales los valores de AFSI dieron una media de 0,52 (DE 0,13) en fóvea, que es un valor un poco más elevado de lo que se presentó en estudios de AFSI (0,158 DE 0,071) [ 6]. Se espera con el AFSI que el aumento de la difusión intraocular se manifieste en un decaimiento del valor del parámetro, por lo que el rango dinámico con estos valores normales de AFSI es mayor y la medida de difusión intraocular no sería tan limitada. La diferencia de los valores de AFSI en ojos normales entre el presente trabajo y la bibliografía posiblemente radique en la manera de calcular el parámetro. Un estudio más exhaustivo de la dependencia del AFSI con las aberraciones en sujetos normales y con algún grado de opacidad en el cristalino es

necesario. Se podría sugerir al AFSI como una nueva herramienta para clasificar cataratas, así como para poder mapear el fenómeno de difusión en regiones de la retina periférica que pueden ser visualmente relevantes en ciertas patologías.

## Referencias

- <sup>1</sup> P Artal, A. Benito, G.M.Pérez, E. Alcón, A. De Casas, J. Pujol and J.M. Marín, ‘An Objective Scatter Index Based on Double-Pass Retinal Images of a Point Source to Classify Cataracts’, *PLoS ONE* 6, no. 2 (2011): e16823 .
- <sup>2</sup> J. Liang and D. R. Williams, ‘Aberrations and retinal image quality of the normal human eye’, *Journal of the Optical Society of America A* 14, no. 11 (1997): 2873–83.
- <sup>3</sup> G. Westheimer and J. Liang, ‘Influence of Ocular Light Scatter on the Eye’s Optical Performance’, *J. Opt. Soc. Am. A* 12, no. 7 (1995): 1417–24.
- <sup>4</sup> M. J. Cox, D. A. Atchison, and D. H. Scott, ‘Scatter and Its Implications for the Measurement of Optical Image Quality in Human Eyes’, *Optometry and Vision Science* 80, no. 1 (2003): 58–68.
- <sup>5</sup> J. Porter, H.M. Queener, J.E. Lin, K. Thorn and A. Awwal , *Adaptive optics for vision science : principles, practices, design and applications* (New Jersey: Wiley-Interscience, 2006).
- <sup>6</sup> C. E. Garcia-Guerra, ‘Multimodal eye’s optical quality (MEOQ)’ (Universitat Politecnica de Catalunya, 2016).
- <sup>7</sup> J.A.M. Jennings and W. N. Charman, ‘Off-axis image quality in the human eye’, *Vision Research* 21 (1980): 445–55.
- <sup>8</sup> D. R. Williams, P. Artal, R. Navarro, M. McMahon and D. Brainard, ‘Off-axis Optical Quality and Retinal Sampling in the Human Eye’, *Vision Research* 36, no. 8 (1996): 1103–14.
- <sup>9</sup> A. Guirao and P. Artal, ‘Off-Axis Monochromatic Aberrations Estimated from Double Pass Measurements in the Human Eye’, *Vision Research* 39 (1999): 207–17.
- <sup>10</sup> D. Atchison, ‘The Glenn A. Fry Award Lecture 2011: Peripheral Optics of the Human Eye’, *Optometry and Vision Science* 89, no. 7 (2012): E954–66.
- <sup>11</sup> F. Díaz-Doutón, A. Benito, J. Pujol, M. Arjona, J.L. Güell and P. Artal, ‘Comparison of the Retinal Image Quality with a Hartmann-Shack Wavefront Sensor and a Double-Pass Instrument’, *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 47, no. 4 (2006): 1710–16.
- <sup>12</sup> J. Vos, ‘Disability Glare - A State of the Art Report’, *CIE Journal* 3 (1984): 39–53.
- <sup>13</sup> E. Colombo, J. Barraza, and L. Issolio, ‘Effect of a Brief Exposure on Brightness Perception in the Scotopic-Mesopic Range’, *Lighting Research Technology* 32 (2000): 65–69.
- <sup>14</sup> R. Navarro, ‘Incorporation of Intraocular Scattering in Schematic Eye Models’, *Journal of the Optical Society of America A* 2, no. 11 (1985): 1891–94.
- <sup>15</sup> D. P. Piñero, D. Ortiz and J. L. Alio, ‘Ocular Scattering’, *Optometry and Vision Science* 87, no. 9 (2010): E682–96.
- <sup>16</sup> N. López-Gil and P. Artal, ‘Comparison of Double-Pass Estimates of the Retinal-Image Quality Obtained with Green and near-Infrared Light’, *Journal of the Optical Society of America A* 14, no. 5 (1 May 1997): 961–71, <https://doi.org/10.1364/JOSAA.14.000961>.
- <sup>17</sup> D. R. Williams, D.H. Brainard, M.J. McMahon and R. Navarro ‘Double-Pass and Interferometric Measures of the Optical Quality of the Eye’, *J. Opt. Soc. Am. A* 11, no. 12 (December 1994): 3123–3115.
- <sup>18</sup> J. L. Güell, J. Pujol, M. Arjona, F. Díaz-Douton and P. Artal, ‘Optical Quality Analysis System: Instrument for objective clinical evaluation of ocular optical quality’, *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 30 (July 2004): 1598–99.
- <sup>19</sup> H. Ginis, G. M. Pérez, J. M. Bueno and P. Artal, ‘The Wide-Angle Point Spread Function of the Human Eye Reconstructed by a New Optical Method’, *Journal of Vision*

12(3), no. 20 (2012): 1–10, <https://doi.org/10.1167/12.3.20>.

<sup>20</sup> H. Ginis, G. M. Pérez, J. M. Bueno, A. Pennos and P. Artal ‘Wavelength Dependence of the Ocular Straylight’, *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* 54 (2013): 3702–8, <https://doi.org/10.1167/iov.13-11697>.

<sup>21</sup> P. Artal, I. Iglesias, and N. López-Gil, ‘Double-Pass Measurements of the Retinal-Image Quality with Unequal Entrance and Exit Pupil Sizes and the Reversibility of the Eye’s Optical System’, *JOSA A* 12, no. 10 (October 1995): 2358–66.

<sup>22</sup> P. Artal, S. Marcos, R. Navarro and D. R. Williams., ‘Odd Aberrations and Double-Pass Measurements of Retinal Image Quality’, *Journal of the Optical Society of America A* 12, no. 2 (February 1995): 195–201, <https://doi.org/10.1364/JOSAA.12.000195>.

<sup>23</sup> L. N. Thibos, R. A. Applegate, J. Schwiegerling, R. Webb and Standards Taskforce Members VSIA, ‘Standards for Reporting the Optical Aberrations of Eyes’, *Journal of Refractive Surgery* 18 (2002): S652–60.

<sup>24</sup> L. Lundström, J. Gustafsson and P. Unsbo, ‘Pupulation distribution of wavefront aberrations in the periperal human eye’, *Journal of the Optical Society of America A*, 26,no. 10, (2009), 2192-2198)

<sup>25</sup> A.Mathur, D. A. Atchinson and D. H. Scott, “Ocular aberrations in the peripheral visual field”, *Optics Letters*, 33, no 8 (2008):863-865

<sup>26</sup> S.S. Shapiro and M.B Wilk, ‘An analysis of variance test for normality (complete samples)’, *Biometrika* 52, no. 3–4 (December 1965): 591–611, <https://doi.org/10.1093/biomet/52.3-4.591>.

<sup>27</sup> C.E Spearman, ‘General intelligence objetictively determined and measured’, *American Journal of Psichology* 15 (1909): 201–93.

<sup>28</sup> R. E. Walpole, R. H. Myers, S. L. Myers and K. Ye, ‘Probabilidad y estadística para ingeniería y ciencias. Novena Edición’, (Mexico: *Pearson Educación de México*, 2012).

## Capítulo 5 Conclusiones

Durante el trabajo de esta tesis doctoral se desarrolló, montó y se puso en funcionamiento un sistema para medir la calidad visual de las personas. Eso implicó un montaje óptico y el desarrollo de software y hardware específico. El montaje óptico se puede analizar considerando tres ramas de funcionamiento: la correspondiente al DP, la rama del sensor de frente de onda HS y la del control y monitoreo de pupila. Cada una de esas ramas cumple objetivos funcionales diferentes e implicó un desarrollo particular para cada una de ellas.

En cuanto al software también se puede analizar de acuerdo a sus funciones: la comunicación de las cámaras adquisidoras de imágenes con la PC, la interfaz con los dispositivos periféricos como lo son el láser y el motor del sistema de Badal, y el procesamiento de las imágenes que incluye el acondicionamiento de las imágenes y la extracción de la información.

El software desarrollado es capaz de adquirir imágenes de DP y HS simultáneas, mientras se controla la alineación y posición de la pupila del sujeto. Luego de la calibración y validación, el sistema es capaz de cuantificar la calidad de la imagen del ojo en diferentes condiciones y reconstruir la función de aberración de onda para tamaños de pupila de hasta 7 mm.

Para realizar medidas con el sistema de DP es clave la obtención de una imagen óptima para poder realizar un procesamiento con resultados confiables. Una imagen óptima se define como la imagen con mejor foco. En esta tesis doctoral se estudió el comportamiento de distintos operadores de foco usados para determinar la imagen que representa la condición de mejor foco. Los operadores que mostraron la mayor eficacia en la determinación de la mejor imagen de DP fueron usados para medir la magnitud del astigmatismo ya que la compensación de este tipo de aberración es importante cuando se realizan mediciones en la retina periférica.

Para el análisis se obtuvieron curvas de foco conformadas por los valores de los operadores AFO aplicados a imágenes de DP obtenidas a partir de un barrido del sistema Badal. En el caso del ojo artificial se usaron distintos valores refractivos ( $-1D$ ,  $-0,75D$ ,  $1D$ ,  $0,75D$  a  $90^\circ$ ), en el caso de los sujetos voluntarios se evaluaron 13 ojos de personas de entre 26 y 40 años sin la presencia de astigmatismo y de 6 ojos de sujetos con astigmatismo moderado ( $-1,5 D < AST < 1,25D$ ). Para evaluar las curvas de foco obtenidas de los distintos operadores se definió un parámetro objetivo de máxima discriminación. Como resultado se encontró que el operador TENV tuvo el mejor rendimiento al presentar el mayor valor del índice de máxima discriminación en todas las condiciones evaluadas. Así también el operador

GLLV mostró ser una alternativa confiable.

Surge como perspectiva de este trabajo evaluar cómo afectan el rendimiento de los operadores evaluados otros tipos de aberraciones como el coma y aquellas que toman importancia en la retina periférica.

También sería de interés comparar el rendimiento de los operadores de foco con el que tiene un experimentador entrenado en la toma de imágenes de DP a la hora decidir cuál es la mejor imagen de un conjunto a analizar. Esto implicaría desarrollar un experimento psicofísico a partir de imágenes sintéticas de DP con desenfoque parametrizado y un protocolo de evaluación basado en comparaciones sucesivas.

Otra experiencia realizada durante el transcurso de esta tesis doctoral fue la evaluación de distintos parámetros de difusión intraocular tanto en fovea como en periferia en ojos reales. Se compararon los resultados obtenidos de dos índices de difusión intraocular, OSI y AFSI, en función de las aberraciones a distintas excentricidades ( $0$  (foveal) -  $2,5^\circ$  -  $4,7^\circ$  -  $6,8^\circ$  -  $9,0^\circ$  -  $11,1^\circ$  -  $13,1^\circ$  -  $15,1^\circ$  -  $17,1^\circ$  -  $18,9^\circ$ ). Los valores de RMS y de OSI obtenidos de los ojos evaluados están en acuerdo con aquellos encontrados en la literatura. Considerando todas las excentricidades medidas, se obtuvieron correlaciones positivas y significativas entre los valores de OSI y RMS. Por su parte el AFSI no presentó el mismo comportamiento, la correlación del parámetro y de

las aberraciones totales si bien fue positiva en ningún caso fue significativa.

También se estudiaron como las distintas aberraciones de la periferia afectan los valores de los parámetros de difusión para una pupila de 4 mm. Para ello se usaron los parámetros de RMS sin desenfoque (en el cálculo se elimina el coeficiente de desenfoque) y RMS AAO (donde se excluyen los coeficientes de 2<sup>do</sup> orden). Los resultados muestran que el OSI correlaciona positiva y significativamente con los valores de RMS sin desenfoque y RMS AAO. Se puede concluir que el OSI en los estudios de periferia cercana a fovea se ve afectado por las aberraciones. En cuanto a la correlación de AFSI con los valores de RMS sin desenfoque, la tendencia también fue positiva pero no significativa. Sin embargo al analizar la correlación entre RMS AAO y el AFSI, se obtuvo una correlación positiva y significativa, aunque con un nivel de significancia siempre menor a la encontrada entre OSI y RMS.

Por tanto, AFSI en nuestra experiencia en periferia no se ve afectado por las aberraciones totales fuera de eje de hasta 20° en ojos normales. Sin embargo, más estudios son necesarios para obtener valores normales de AFSI y evaluar la dependencia del mismo con las aberraciones de alto orden en periferia. Este estudio aportaría a un objetivo futuro de establecer un mapa retiniano de la difusión.



# Anexo A Publicaciones y congresos

## Artículos en revistas científicas

- de Paul A., Sánchez R. and Issolio L., "Determination of the optimum double-pass image through focus operators", *Journal of the Optical Society of America A*, no.35(1), pp. 20-27, 2018.
- de Paul A., Sánchez R., Corregidor D., Jiménez G. y Issolio L, "Desarrollo de un sistema de doble paso para la medición de la calidad de imágenes retinianas", *CET Revista de la Facultad de Ciencias Exactas y Tecnología de la UNT*, no. 36, pp.64-73, 2013
- de Paul Camacho, A.G, Colombo E. M., Comastri, S. A. E., Aparicio, J. A., Menéndez, J. A., and Issolio, L.A., "Methodology to evaluate glare effects in corrected ametropic subjects", *Sociedad Española de Optica, Optica Pura y Aplicada*, vol.46, no.3, pp.285-293, 2013

## Congresos

- Sánchez R., de Paul Camacho A., Issolio L., "Sensor de frente de onda de Hartmann-Shack para la medida de aberraciones oculares: Desarrollo y Calibración", 101<sup>o</sup> Reunión Nacional de la Asociación de Física Argentina San Miguel de Tucumán, 4 al 7 de Octubre de 2016.
- Sánchez R., de Paul A., Issolio L.A, " In vivo transmission assesment of the human eye", Annual Optical Society Fall Vision Meeting, Rochester, NY, USA, 21 al 23 de Octubre de 2016.
- de Paul A., Sánchez R. y Issolio L., "Funciones de foco en imágenes aéreas de doble paso" XI Taller Conjunto de Óptica y Fotofísica (TOPFOT), Corrientes, 26 al 29 de Mayo de 2015.
- Sánchez R., de Paul Camacho A., Issolio L., "Sistema de doble paso para la medición de la calidad de imagen retiniana". 98<sup>a</sup> Reunión Nacional de la Asociación Física Argentina. San Carlos de Bariloche, 24 al 27 de Septiembre de 2013.
- de Paul A., Sánchez R. y Issolio L., "Análisis de

imágenes de doble paso", 98<sup>a</sup> Reunión Nacional de la Asociación Física Argentina. San Carlos de Bariloche, 24 al 27 de Septiembre de 2013.

- A. G. de Paul Camacho, L. Issolio, J. A. Aparicio, S.A. Comastri, E. Colombo, "Effects of refractive corrections on contrast sensitivity under mesopic conditions", Engineering the Eye III, Benasque, España, Junio 2011.

## Anexo B Montaje experimental

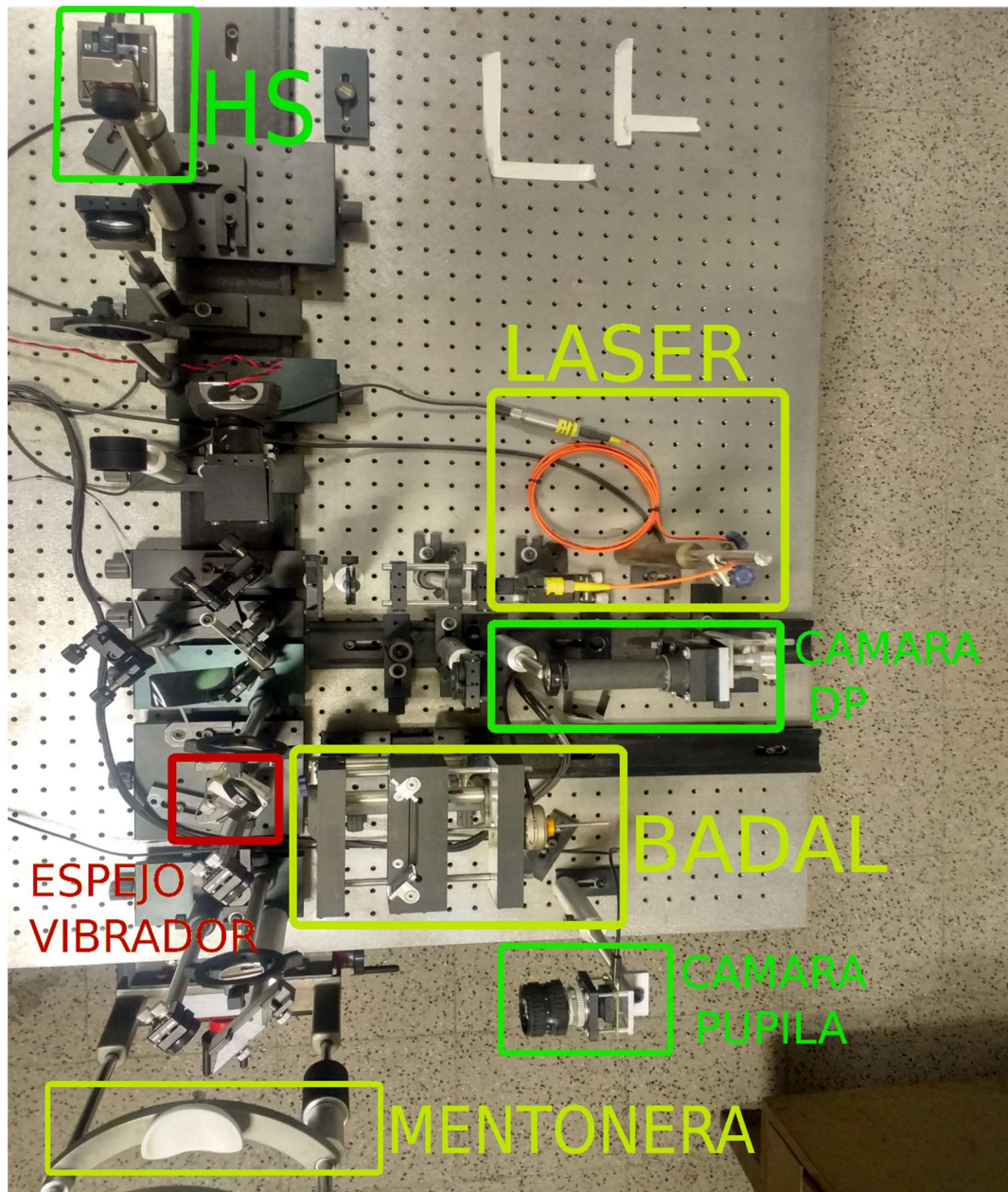


Figura 65. Montaje experimental con sus respectivas partes elementales. Se desatacan las cámaras de DP, HS y Pupila; el espejos vibrador para eliminar el moteado (speckle), laser acoplado a fibra óptica, sistema Badal y mentonera.